



Titre: Analyse biomécanique de stratégies d'instrumentation chirurgicale
Title: du rachis scoliotique

Auteur: Martin Robitaille
Author:

Date: 2006

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Robitaille, M. (2006). Analyse biomécanique de stratégies d'instrumentation
Citation: chirurgicale du rachis scoliotique [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de
Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7828/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7828/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE STRATÉGIES
D'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

MARTIN ROBITAILLE

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

NOVEMBRE 2006



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-25572-8

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-25572-8

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE STRATÉGIES
D'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

présenté par: ROBITAILLE Martin

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. LABELLE Hubert, MD, membre et codirecteur de recherche

M. PARENT Stephan, MD, Ph.D., membre

Medicine is art: a scientific art, but always art
- Anonyme

Remerciements

Je voudrais remercier mon directeur de recherche, Carl-Éric Aubin, qui a supervisé mon projet de maîtrise. Sa disponibilité, son écoute et sa grande motivation ont contribué à la réussite de ce projet. De plus, j'aimerais aussi remercier le Dr. Hubert Labelle pour son expertise clinique et de son implication dans la rédaction de mes publications.

J'aimerais aussi souligner la collaboration des associés de recherche du Laboratoire informatique de la scoliose 3D (LIS3D) dont Philippe Labelle, Julie Joncas, Alexandre Boivin en plus des étudiants comme Younes Majdouline, Claudia Chevretils, Julien Clin, et sans oublier Oana C. Ciolofan.

J'aimerais aussi remercier le Conseil de Recherches en Science Naturelles et en Génie du Canada (CRGNG) pour leur aide financière durant les deux dernières années.

Pour terminer, je remercie ma famille et mes amis pour leurs conseils et leurs encouragements.

Résumé

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale. Les cas les plus sévères sont généralement traités par instrumentation chirurgicale et fusion vertébrale. Depuis l'introduction des récents systèmes d'instrumentation du rachis, les chirurgiens possèdent désormais plusieurs possibilités pour réaliser leur chirurgie, notamment par la diversité des implants et des manœuvres peropératoires. Par conséquent, la complexité de la prise de décision des chirurgiens a considérablement augmenté.

Cette étude se divise en deux parties: la première est de documenter, d'analyser et de classifier les stratégies préopératoires d'instrumentation de déformations scoliotiques. Par la suite, la seconde partie est d'évaluer l'effet de différentes stratégies d'instrumentation chirurgicale sur les mêmes patients scoliotiques.

Dans la première partie, 32 chirurgiens de la *Scoliosis Research Society* et membres du *Spinal Deformities Study Group* nous ont fourni des planifications d'instrumentation postérieure détaillées à l'aide d'un formulaire graphique et de radiographies cliniques préopératoires sur cinq patients scoliotiques. En particulier, chaque chirurgien nous a proposé les paramètres chirurgicaux suivants: la localisation et le type d'implants, la trajectoire des vis, la forme de la tige, les manœuvres peropératoires, etc. Dans la seconde partie, dix stratégies d'instrumentation de la partie précédente ont été simulées par patient en utilisant un "simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis" (S3). Le modèle est personnalisé à la reconstruction 3D des cinq patients. Une fonction-objectif est utilisée pour mesurer la correction globale de chaque stratégie.

L'étude de variabilité des stratégies d'instrumentation montre que le nombre d'implants utilisés s'est étendu de 8 à 30 par patient (16 ± 6): 71% étaient des vis mono-axiales, 20% des vis multi-axiales et 9% des crochets. Les niveaux supérieurs et inférieurs d'instrumentation sur le rachis varient jusqu'à 6 niveaux. Les classes suivantes de stratégies d'instrumentation ont été trouvées: A-“Vis seulement” (35% de vis mono-axiales, 9% de vis multi-axiales, 9% combiné, etc.) $N_A=103$, 66%; B-“Crochets

seulement" $N_B=5$, 3%; C-"Combiné vis-crochets" (8% crochets sur la vertèbre supérieure instrumentée, 12% crochets thoraciques-vis mono-axiales lombaires, 4% crochets thoraciques-vis multi-axiales lombaires, etc.) $N_C=48$, 31%.

Pour l'évaluation biomécanique des stratégies d'instrumentation, les indices géométriques (numériques) mesurés varient pour les cinq cas (i.e.: angle de Cobb thoracique: 5-17°, 16-29°, 25-44°, 15-34°, 16-32°; cyphose: 22-33°, 20-54°, 33-55°, 24-49°, 29-46°, lordose: 10-52°, 24-38°, 26-54°, 8-28°, 34-53°). Globalement, la correction 3D moyenne était meilleure dans le groupe "Vis pédiculaires seulement" (71%) que dans les groupes "Crochets seulement" (51%) et "Combiné vis-crochets" (67%). Les divers niveaux de fusion ont produit une différence importante de correction.

Il existe une grande variabilité de stratégies d'instrumentation préopératoire parmi des chirurgiens-orthopédistes expérimentés. Elle peut être attribuée aux différents objectifs de correction, aux préférences du chirurgien et au manque de stratégies d'instrumentation standardisées. Cette variabilité d'instrumentation entraîne des résultats chirurgicaux assez différents dépendant des cas scoliotiques. Pour une première fois, l'effet de stratégies d'instrumentation sur les mêmes patients scoliotiques a été évalué, ce qui est possible seulement avec un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis. L'impact de tels choix sur les résultats chirurgicaux est questionné et requiert des études multicentriques cliniques, biomécaniques et de simulations numériques. Ceci remet en cause les critères pour les configurations et les normes optimales pour concevoir objectivement la meilleure stratégie d'instrumentation chirurgicale. Cette étude illustre bien l'intérêt d'un simulateur de chirurgie pour évaluer et perfectionner la planification d'instrumentation chirurgicale.

Abstract

Scoliosis is a three-dimensional deformation of the spine which severe cases are usually treated by spinal instrumentation and fusion. Since the introduction of recent advanced instrumentation systems, the surgeon has a wide range of possibilities to achieve the surgery, such as various implants, diverse rod shape possibilities as well as intraoperative reduction maneuvers. Hence, the complexity of their surgical decision-making process has considerably increased.

The purpose of this study is twofold: the first part aims to document, analyze and classify the preoperative planning strategies for the posterior instrumentation of scoliotic spines. Afterward, the second part is to use a computer assisted surgery simulator to evaluate the effects of different instrumentation constructs and fusion levels for the same scoliotic cases.

In the first part of the project, 32 experienced fellows of the *Scoliosis Research Society* and members of the *Spinal Deformities Study Group* provided the detailed preoperative planning for five AIS patients with various scoliotic curves. Instrumentation planning of each surgeon was done using a graphical worksheet. In particular, each surgeon was required to individually provide the following parameters: implant locations, implant types, individual screw trajectory, rod shape, parameters for each individual rod insertion and maneuvers, etc. In the second part, ten strategies selected from the previously study were individually simulated using a biomechanical model implemented in a “spine surgery simulator” (S3). The model was personalized to the patient using 3D reconstruction of each spine. A cost function that included six 3D descriptors of the scoliotic deformities was used to quantify the global spinal correction for each specific strategy.

The study of instrumentation strategy variability showed that the number of implants given ranged from 8 to 30 per patient (16 ± 6): 71% of these were mono-axial screws, 20% multi-axial screws and 9% hooks. The selected superior and inferior instrumented vertebrae varied up to 6 levels. The following classes of strategies were determinate:

A- “Screws only” (35% mono-axial screws, 9% multi-axial screws, 9% combined, etc.) $N_A=103$, 66%; B- “Hooks only” $N_B=5$, 3%; C- “Combined Hooks-Screws” (8% hook on upper instrumented vertebra, 12% hooks thoracic - mono-axial screws lumbar, 4% hooks thoracic - multi-axial screws lumbar, etc.) $N_C=48$, 31%.

For the biomechanical assessment of instrumentation strategy study, the resulting geometrical indices varied for the 5 cases (e.g.: Cobb angle thoracic: 5-17°, 16-29°, 25-44°, 15-34°, 16-32°; kyphosis: 22-33°, 20-54°, 33-55°, 24-49°, 29-46°, lordosis: 10-52°, 24-38°, 26-54°, 8-28°, 34-53°). The average 3D correction was better with pedicle screws constructs (71%) than with hooks constructs (51%) and hybrid constructs (67%). The different fusion levels produced an important difference on the resulting correction.

There exists a large variability of pre-operative instrumentation strategy in AIS within experienced orthopedic spine surgeons. It may be attributed to different objectives for correction, to personal surgeon’s preferences and to the current lack of clearly defined strategies with modern instrumentation systems. Based on our results, this variability of instrumentation strategies within experienced surgeons produced rather different results. This study compares for the first time the effect of instrumentation strategies on the same patients, which is possible only with such a spine surgery simulator. This questions the criteria for optimal configuration and standards to objectively design the best surgical construct. A spine surgery simulator represents a powerful analytical tool to rationalize the surgical operations and thus provide optimal surgery results for a specific patient.

Table des matières

Dédicace.....	iv
Remerciements.....	v
Résumé.....	vi
Abstract.....	viii
Table des matières	x
Liste des tableaux.....	xii
Liste des figures	xiii
Liste des sigles et abréviations.....	xv
Introduction et définition de la problématique	1
CHAPITRE 1 Revue des connaissances.....	4
1.1 Squelette humain - Anatomie descriptive et fonctionnelle.....	4
1.2 Scoliose.....	8
1.2.1 Mécanismes de déformation	8
1.2.2 Classification de la scoliose idiopathique.....	11
1.2.3 Méthodes d'évaluation.....	14
1.3 Traitements chirurgicaux de la scoliose.....	20
1.3.1 Évolution de l'instrumentation chirurgicale postérieure	21
1.3.2 Procédure chirurgicale par instrumentation postérieure	22
1.3.3 Revue de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique.....	26
1.4 Modèles biomécaniques de l'instrumentation chirurgicale	31
1.4.1 Description des modèles biomécaniques du rachis scoliotique	31
1.4.2 Discussion et analyse critique des modélisations du rachis.....	34
CHAPITRE 2 Rationnelle du projet et cadre méthodologique.....	39
CHAPITRE 3 Étude de la variabilité des stratégies d'instrumentation chirurgicale.....	42
3.1 Article #1: European Spine Journal	42
3.1.1 Abstract.....	44
3.1.2 Introduction.....	45

3.1.3	Materials and Methods.....	46
3.1.4	Results.....	48
3.1.5	Discussion.....	51
3.1.6	Conclusion	53
3.1.7	References.....	54
3.1.8	Figure and Table Captions.....	58
3.2	Résultats complémentaires	68
CHAPITRE 4 Effets de la variabilité des stratégies d'instrumentation du rachis		
scoliotique.....		72
4.1	Article #2: Spine	72
4.1.1	Abstract.....	74
4.1.2	Introduction.....	76
4.1.3	Materials and Methods.....	77
4.1.4	Results.....	80
4.1.5	Discussion.....	82
4.1.6	Conclusion	85
4.1.7	References.....	87
4.1.8	Figure and Table Captions.....	91
4.2	Résultats complémentaires	99
4.2.1	Résultats des simulations.....	99
4.2.2	Forces générées implant-vertèbre	102
CHAPITRE 5 Discussion générale.....		103
Conclusion et recommandations.....		111
Références.....		114

Liste des tableaux

Tableau 1.1	Synthèse des indices utilisés en clinique	15
Tableau 1.2	Synthèse des indices par reconstruction 3D.....	19
Tableau 1.3	Les modèles biomécaniques de chirurgie par abord postérieur	32
Tableau 3.1	Demographics data and preoperative curve characteristics of the five patients.....	63
Tableau 3.2	Selected fusion levels based on end vertebrae	64
Tableau 3.3	Selection of fusion curves based on end vertebrae	65
Tableau 3.4	Summary of selected types of implants	66
Tableau 3.5	Number of cases for the different classes of instrumentation strategies....	67
Tableau 4.1	Instrumentation strategies for the five cases.....	97
Tableau 4.2	Geometric indices: pre- and post- instrumentation and simulation results of instrumentation strategies for the five cases	98
Tableau 4.3	Efforts des liaisons implant-vertèbre post-instrumentation	102
Tableau 4.4	Efforts des liaisons vis-vertèbre versus crochet-vertèbre	103

Liste des figures

Figure 0.1	Itinéraire schématique du mémoire de maîtrise.....	3
Figure 1.1	Système de coordonnées global.....	4
Figure 1.2	Rachis sain, vues frontale et sagittale.....	5
Figure 1.3	Vertèbre.....	6
Figure 1.4	Vertèbre apicale, limite, neutre et stable.....	9
Figure 1.5	Déformation de vertèbres scoliotiques avec rotation des corps vertébraux.....	10
Figure 1.6	Les 5 types de courbures scoliotiques de la classification de King.....	11
Figure 1.7	Classification de Lenke.....	13
Figure 1.8	Systèmes d'axes local, régionale, spinale et globale.....	14
Figure 1.9	Segments de la courbure scoliotique.....	16
Figure 1.10	Mesure de la distance vertèbre apicale.....	16
Figure 1.11	Équilibre coronal.....	16
Figure 1.12	Mesure de la lordose.....	16
Figure 1.13	Gibbosité.....	17
Figure 1.14	Apical vertebral body-rib ratio.....	17
Figure 1.15	Apical rib spread difference.....	17
Figure 1.16	Reconstruction 3D à l'aide de radiographies.....	18
Figure 1.17	Plan de déformation maximum.....	19
Figure 1.18	Sommaire de la planification préopératoire.....	20
Figure 1.19	Types d'implants chirurgicaux.....	23
Figure 1.20	Trajectoire de vis pédiculaire thoracique.....	23
Figure 1.21	Étape du traitement chirurgical.....	24
Figure 1.22	Les manœuvre peropératoires.....	25
Figure 1.23	Revue comparative de l'instrumentation par crochets, hybride et par vis mono- / multi-axiales.....	28
Figure 1.24	Interface de S3.....	38

Figure 3.1	Posterior-anterior preoperative radiographs of the five patients.....	59
Figure 3.2	Graphical worksheet provided from survey show all necessary items for indicate the preferred posterior instrumentation configuration.....	60
Figure 3.3	Interobserver variability of instrumentation strategies proposed by the 32 surgeons for patient 3.....	61
Figure 3.4	Intraobserver variability of instrumentation strategies proposed by the 6 surgeons on the three patients.....	62
Figure 3.5	Patient 1, les 32 stratégies d'instrumentation.....	68
Figure 3.6	Patient 2, les 32 stratégies d'instrumentation.....	69
Figure 3.7	Patient 4, les 32 stratégies d'instrumentation.....	70
Figure 3.8	Patient 5, les 32 stratégies d'instrumentation.....	71
Figure 4.1	Preoperative posteroanterior and lateral radiographs, and side bending radiographs of the five cases.....	92
Figure 4.2	Postoperative PA and lateral radiographs of the five cases presented in Figure 4.1.....	93
Figure 4.3	Results of the cost function of different instrumentation for the case #1. Zero would represent an optimal correction.....	94
Figure 4.4	Correction rate of mono-axial screws versus multi-axial screws construct in the coronal plane.....	95
Figure 4.5	Results of the cost function of different fusion levels for the case #4. Zero would represent an optimal correction.....	96
Figure 4.6	Patient 1 - Résultats de simulations.....	99
Figure 4.7	Patient 2 - Résultats de simulations.....	100
Figure 4.8	Patient 3 - Résultats de simulations.....	100
Figure 4.9	Patient 4 - Résultats de simulations.....	101
Figure 4.10	Patient 5 - Résultats de simulations.....	101
Figure 4.11	Axe de coordonnées des forces évaluées.....	102
Figure 5.1	Réactions des courbures non-instrumentées.....	107
Figure 5.2	Mauvais positionnement des implants.....	108

Liste des sigles et abréviations

3D	Tridimensionnelle
AIS	Adolescent Idiopathic Scoliosis (scoliose idiopathique adolescente)
A-P	Antéro-postérieure
CD	instrumentation Cotrel-Dubousset
CDH	instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon
CSVL	Central sacral vertical line (axe vertical sacral central)
DTL	Direct linear transformation (transformation linéaire directe)
EV	End Vertebrae (vertèbre limite)
LIS3D	Laboratoire de scoliose informatique tridimensionnelle
MPa	Méga Pascal (10^6 Pascals)
N	Newton
NV	Neutral Vertebra (vertèbre neutre)
P-A	Postéro-Antérieure
PDM	Plan de déformation maximale
SV	Stable Vertebra (vertèbre stable)
SDSG	Spinal Deformity Study Group
SIA	Scoliose idiopathique adolescente
SRS	Scoliosis Research Society
S3	Spine Surgery Simulator
USS	Universal Spine System
VA	Vertèbre apicale
VL	Vertèbre limite
VN	Vertèbre neutre
VS	Vertèbre stable

Introduction et définition de la problématique

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale touchant de 2 à 3% de la population adolescente (*Perdriolle, 1979; Mary, 2004*). Lors de déformations scoliotiques évolutives et sévères ($\theta_{\text{Cobb}} > 40^\circ$ - 50°), l'intervention chirurgicale par instrumentation est requise (*Chen, 2003*). Elle a pour objectif de corriger et de réduire les courbures scoliotiques à l'aide d'une sélection adéquate de niveaux de fusion et de stratégies d'instrumentation (*Dubousset et coll., 1999; Chusseau et coll., 1999; Zeller et coll., 1999*). Avec les récentes avancées des systèmes d'instrumentation, les chirurgiens orthopédistes ont désormais un vaste choix d'implants à leur disposition (vis pédiculaires thoraciques mono- et multi-axiales, crochets pédiculaires, lamaires et transverses, etc.). Plusieurs combinaisons peuvent être créées, allouant ainsi aux chirurgiens une plus grande flexibilité dans leurs stratégies, et leur permettant par conséquent de mieux répondre aux besoins inhérents de correction.

Malgré l'abondance d'études cliniques portant sur la correction du rachis scoliotique, les configurations d'instrumentation optimum demeurent très controversées (*Wynarsky et coll., 1991; Ghista et coll., 1988; Vaughan, 1996; Rohmiller et coll., 2004; Lenke et coll., 2004; Storer et coll., 2005; Kuklo et coll., 2005*). En effet, ce type d'intervention chirurgicale reste plutôt empirique. Les choix d'instrumentation reposent surtout sur des méthodes développées au fur et à mesure, selon un processus d'essais et d'erreurs ainsi que sur des principes biomécaniques élémentaires. Parmi les chirurgiens traitant les cas de scoliose, il ne semble pas exister de véritable consensus. Récemment, une variabilité importante dans les choix d'instrumentation sur des patients scoliotiques a été démontrée au sein d'un groupe de six chirurgiens expérimentés (*Aubin et coll., 2006*).

Plusieurs modèles biomécaniques simulant les principales étapes d'instrumentation ont été développés au cours des dernières années (*Stokes et coll., 1993; Poulin et coll., 1998; Petit et coll., 2003; Stirbu et coll., 2003; Aubin et coll., 2003; Luce et coll., 2004*,

Lafage et coll., 2004). Ces modèles analytiques peuvent constituer des outils permettant d'anticiper la correction géométrique d'une chirurgie et d'aider, par le fait même, les chirurgiens dans leurs choix de stratégies d'instrumentation chirurgicale pour un patient spécifique. Cette approche analytique s'avère un moyen de trouver un traitement de la scoliose d'une efficacité optimale. Conçu au laboratoire de modélisation biomécanique et de chirurgie assistée par ordinateur (LMBCAO) installé au Centre de Recherche de l'Hôpital Ste-Justine, un modèle biomécanique multi-corps flexibles (*Aubin et coll., 2003*) implanté dans un simulateur de chirurgie de la colonne vertébrale (S3) permet de simuler, de façon virtuelle et réelle, les manœuvres d'une intervention chirurgicale, entre autres les gestes chirurgicaux simulés: la pose de différents implants (crochets pédiculaires, transverses, supra- et infralaminaires; vis pédiculaires mono- et multi-axiales); la détermination de la position (niveaux de fusion) et de la trajectoire (anatomic ou straight-forward) de ces implants; le choix de la forme, du diamètre et de l'attachement de la tige, suivi des techniques peropératoires (dérotation, DAVD, cantilever, in-situ *bending*).

L'objectif global de ce projet est d'analyser les effets biomécaniques de différentes stratégies d'instrumentation sur la correction chirurgicale du rachis scoliotique, en particulier avec le simulateur S3.

Ce mémoire se divise en cinq chapitres (*figure 0.1*). Le premier débute avec une revue des connaissances. Le second présente la rationnelle du projet. Par la suite, le corps principal se compose de deux articles intégrés aux 3^e et 4^e chapitres. Le premier documente et analyse la variabilité de stratégies de la planification d'instrumentation préopératoire parmi trente-deux chirurgiens expérimentés. Quant au second, il montre l'effet simulé de la variabilité des stratégies d'instrumentation sur la correction chirurgicale du rachis scoliotique. Une discussion des études réalisées est présentée, ainsi qu'une conclusion, puis des recommandations y sont énoncées.

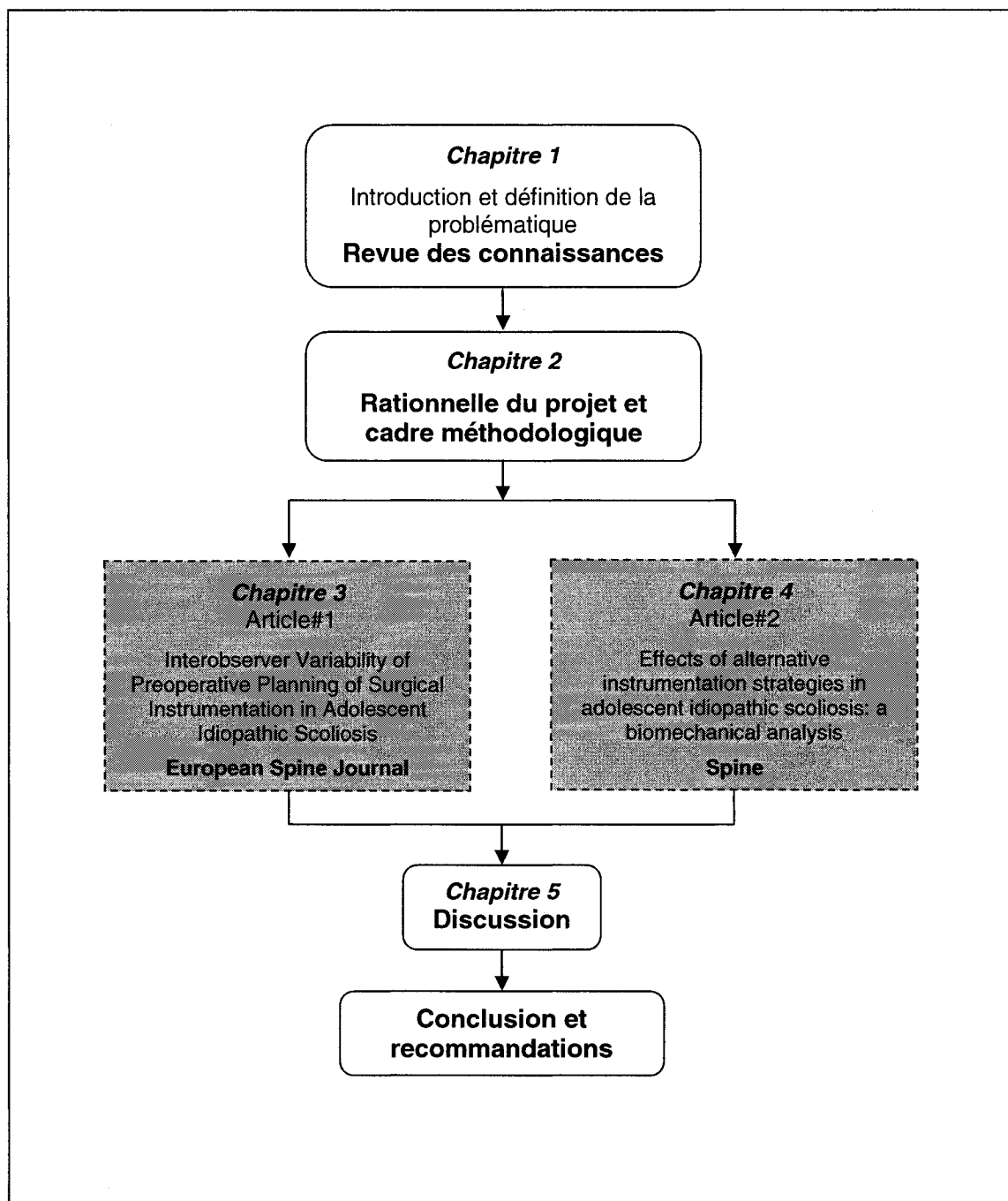


Figure 0.1 - Itinéraire schématique du mémoire de maîtrise

CHAPITRE 1

Revue des connaissances

Ce chapitre traite des notions utiles à la compréhension du projet. Les sections 1.1 et 1.2 composent une revue de l'anatomie du rachis et de la scoliose. La section 1.3 décrit les techniques chirurgicales et biomécaniques de l'instrumentation multi-segmentaire. La dernière section constitue une revue critique des modèles numériques du rachis scoliotique. Cette revue des connaissances est basée entre autres sur les ouvrages suivants: *White & Panjabi (1990)*, *Stokes (1987, 1994)* et *Marieb (1993)*.

1.1 Squelette humain - Anatomie descriptive et fonctionnelle

Le squelette humain est principalement composé de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin. Les plans de référence présentés à la figure 1.1 sont utilisés pour une description tridimensionnelle appropriée de l'anatomie.

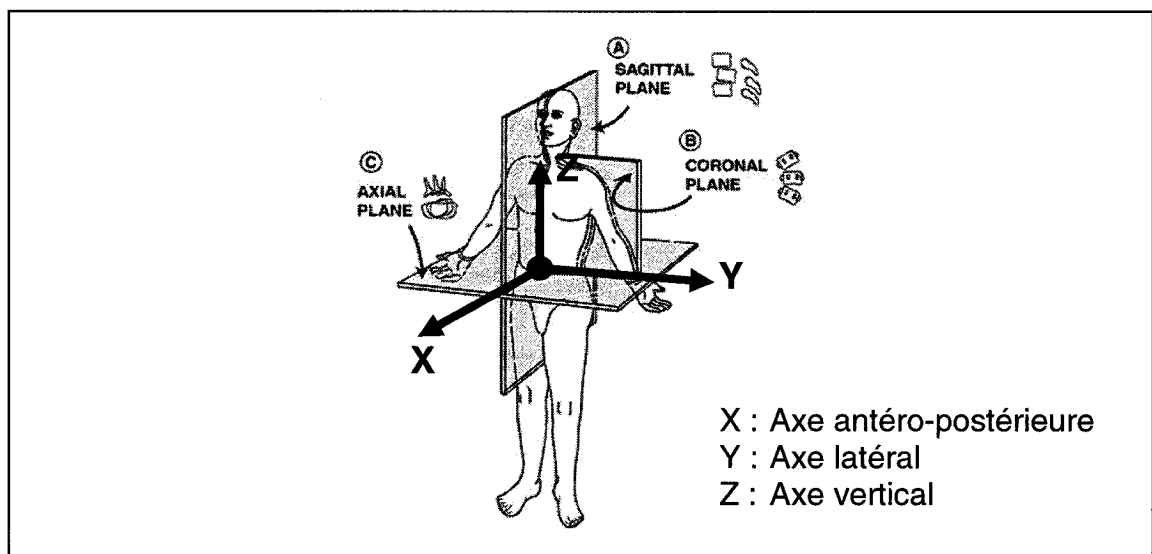


Figure 1.1 - Système de coordonnées global. (SOURCE : WIGGINS ET COLL., 2003)

On définit l'inflexion latérale comme étant le mouvement dans le plan frontal; l'extension et la flexion comme le mouvement dans le plan sagittal et la rotation comme le mouvement du tronc ou de la vertèbre dans le plan transverse.

Le Rachis

La colonne vertébrale, ou rachis, est l'axe central du squelette humain. Elle s'avère un élément de structure flexible tridimensionnelle par sa morphologie multi-segmentaire. Elle est formée par l'empilement de 33 à 35 vertèbres séparées de disques intervertébraux, et reliées entre elles par divers muscles et ligaments. Cinq segments vertébraux la composent. D'abord, la *partie mobile*, qui comprend les segments cervical, thoracique et lombaire. Ensuite, la *partie fixe*, qui inclut la fusion de vertèbres sacrales formant le sacrum et les éléments coccygiens formant le coccyx (figure 1.2).

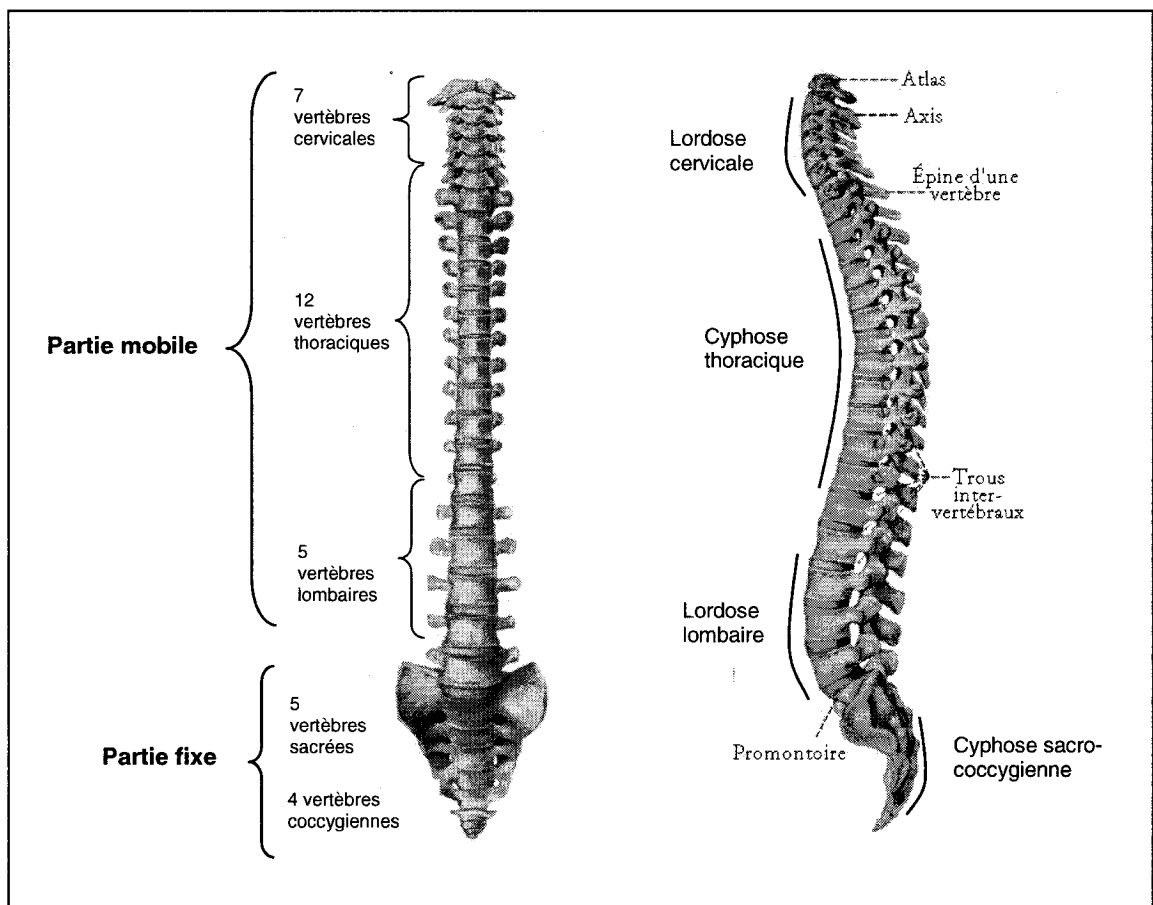


Figure 1.2 - Rachis sain, vues frontale et sagittale. (SOURCE : MARIEB, 1993)

Un rachis sain est rectiligne dans le plan frontal et présente quatre courbures physiologiques naturelles dans le plan sagittal. Les lordoses cervicale (centrée en C₅) et lombaire (centrée en L₃) sont convexes antérieurement, tandis que la cyphose thoracique

(centrée sur T₆) et la courbure sacro-coccygienne sont concaves. L'étendue normale des courbures sagittales a été largement discutée (*De Jonge et coll., 2002; Knight et coll., 2002*). D'après la littérature, une cyphose normale thoracique peut varier entre 20° et 50° (*Takemitsu et coll., 1977; Bernhardt et coll., 1989; Boseker et coll., 2000; Lenke et coll., 2001*). Cette variabilité peut être expliquée par l'évaluation, difficile et confuse par nature, des vertèbres thoraciques proximales (*Knight et coll., 2002*). Celle de la lordose lombaire saine peut s'étendre de 25° à 60°, dépendant des vertèbres mesurées (*Stagnara et coll., 1982; Propst-Proctor et coll., 1983; Wambolt et coll., 1987*).

Les vertèbres

À l'exception des cervicales, les vertèbres de la colonne vertébrale présentent *grosso modo* les mêmes caractéristiques, d'où l'appellation de vertèbres génériques (*figure 1.3*). On y retrouve les éléments antérieurs (le corps vertébral et le disque intervertébral) et postérieurs (une apophyse épineuse, quatre apophyses articulaires, deux apophyses transverses, deux pédicules, deux lames et un arc neural).

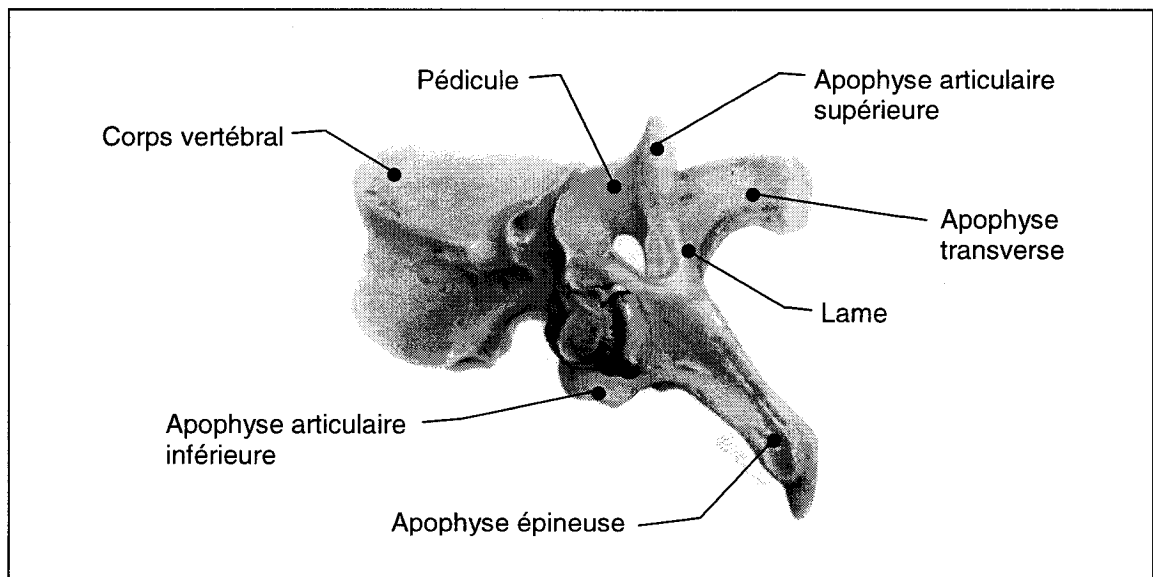


Figure 1.3 - Vertèbre. (SOURCE : MARIEB, 1993)

Le *corps vertébral* est médian, ventral et massif. Il est l'élément clé de la statique vertébrale en jouant le rôle de pilier, afin de supporter le poids du tronc. Le *disque intervertébral*, représentant entre le 1/3 et le 1/5 du corps vertébral voisin en hauteur, est

constitué d'anneaux concentriques de fibrocartilage et du nucleus pulposus, une masse centrale de tissu pulpeux composée principalement d'eau (80-90%). Il donne de l'élasticité et de la flexibilité à la colonne en tenant le rôle d'amortisseur de chocs et de répartiteur de pression. L'*apophyse épineuse* est une excroissance osseuse se projetant postérieurement. Elle relie les vertèbres entre elles par le ligament supra-épineux. Les *apophyses articulaires* supérieures et inférieures, également des excroissances osseuses, servent de surfaces de contact entre les autres vertèbres adjacentes. Elles guident et limitent les mouvements du rachis. Les *pédicules* forment un pont d'union avec le corps vertébral et le contour protecteur de la moelle épinière. Le diamètre moyen des pédicules varie entre 4 et 6 mm dans la région thoracique (O'Brien et coll., 2000). Les vertèbres T4 et T5 présentent les plus petits diamètres (O'Brien et coll., 2000). L'*arc neural* circonscrit le trou vertébral et protège les tissus neurologiques.

Il existe plusieurs types de vertèbres que l'on distingue selon leur position sur le rachis. Elles varient de taille, de forme et de proportions. On y retrouve les sept vertèbres cervicales (C1 à C7), les plus petites et légères entre toutes, formant l'articulation du cou. Pour les vertèbres thoraciques, elles croissent en taille de T1 à T12 et constituent les points d'ancrage des côtes. La rotation et l'inflexion sont possibles tout en étant limitées par les côtes. L'amplitude de la flexion et de l'extension se révèle faible. Les cinq lombaires (L1 à L5), les plus massives des vertèbres non fusionnées du rachis, sont soumises à de grandes compressions. L'extension et la flexion latérale (35-45°) sont possibles grâce à l'épaisseur des disques intervertébraux. L'amplitude de l'inflexion (20°) et de la rotation (10°) est faible. La colonne fixe comprend les cinq vertèbres sacrées (S1 à S5) et de 4 à 6 coccygiennes (Co1 à Co4). Les sacrées, de forme triangulaire, sont fusionnées pour former le sacrum et, du même coup, stabiliser le bassin. Les coccygiennes forment le coccyx.

1.2 Scoliose

La scoliose est une déformation structurelle et évolutive de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace (*Perdriolle, 1979*). Selon la *Scoliosis Research Society* (SRS), elle est diagnostiquée aussitôt que se manifeste une courbure latérale de plus de 10° , mesurée selon la méthode de Cobb (*Cobb et coll., 1948*). Majoritairement idiopathique dans une proportion de 70%, ce type de scoliose ne peut être décelé pathologiquement, contrairement aux autres scolioses dites secondaires, comme la non-structurale, la neuromusculaire ou la dégénérative. Malgré que son étiopathogénie demeure obscure, plusieurs hypothèses de ses origines existent, à savoir des facteurs génétiques, tissulaires, musculaires ou neurologiques (*White et Panjabi, 1990; Marieb, 1993; Guillaumat, 2004*). Lors de la période de croissance, l'évolution de cette maladie musculo-squelettique touche essentiellement les adolescentes (8 à 10 filles pour 1 garçon) dans les cas de courbures supérieures à 30° (*Guillaumat, 2004*). La scoliose idiopathique se divise en trois catégories selon l'âge du patient: la scoliose infantile (0 à 3 ans), la scoliose juvénile (4 à 9 ans) et la scoliose adolescente (10 ans jusqu'à la maturité). La scoliose idiopathique afflige approximativement de 2 à 3% de la population adolescente, dont 0.2% nécessite des traitements (*Rogala et coll., 1978*).

1.2.1 Mécanismes de déformation

Les mécanismes de déformation tridimensionnelle de la scoliose peuvent affecter plusieurs segments de la colonne vertébrale, notamment le segment cervical, cervico-thoracique, thoracique, thoraco-lombaire, lombaire et lombo-sacré. L'équilibre rachidien est alors modifié, des incurvations latérales accompagnées de torsions sur plusieurs vertèbres sont créées provoquant ainsi la gibbosité, c'est-à-dire un débalancement des épaules (*White et Panjabi, 1990*).

Dans le plan frontal, ces déviations se traduisent en attitude scoliotique et en courbures structurelles (*Guillaumat, 2004*). L'*attitude scoliotique* est une courbure souple de faible amplitude disparaissant en position couchée. Elle correspond à une

inflexion latérale du rachis sans torsion vertébrale. Les *courbures structurelles*, formant les vraies scolioses, présentent des courbures rigides du rachis associées à une rotation vertébrale dans les trois plans de l'espace. Tel qu'illustré à la figure 1.4, on appelle apicale (VA) la vertèbre la plus éloignée de la ligne médiane. Elle est horizontale et son bord convexe est vertical tout en affichant une rotation vertébrale maximale. Les vertèbres les plus inclinées par rapport à l'horizontal sont les vertèbres limites (VL) supérieure et inférieure qui permettent le calcul de l'angle de Cobb. Situées de part et d'autre du sommet, les vertèbres neutres (VN) n'ont pas de rotation axiale et peuvent correspondre aux vertèbres limites (O'Brien et coll., 2004; Potter et coll., 2005).

L'identification des vertèbres limites, stables et neutres demeure essentielle, entre autres pour une évaluation préopératoire adéquate des courbures scoliotiques, une détermination des niveaux de fusion, ainsi que la prévention d'un déséquilibre coronal post-opératoire (Goldstein et coll., 1964; Margulies et coll., 1998; Suk et coll., 2003). Récemment, un faible accord interobservateur ($k_a=0.26-0.39$) dans l'identification de ces vertèbres (VL, VS et VN) a été documenté sur la base de résultats consignés par des chirurgiens ayant différents niveaux d'expériences (Potter et coll., 2005).

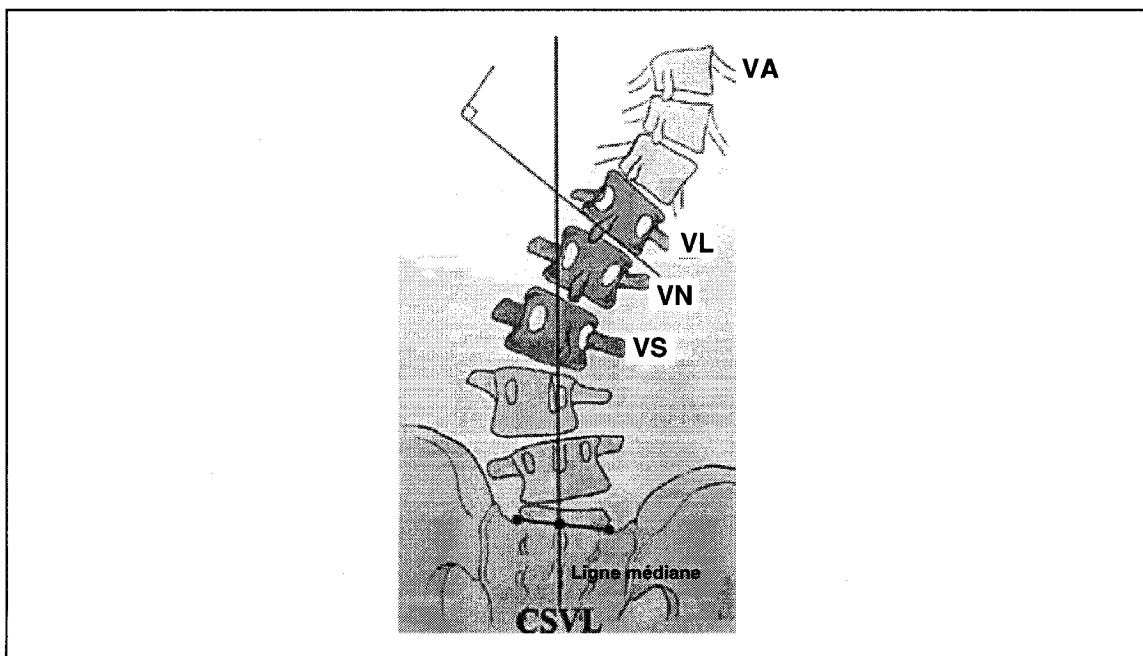


Figure 1.4 - Vertèbre apicale (VA), limite (VL), neutre (VN) et stable (VS).

(SOURCE: RADIOGRAPHIC MEASUREMENT MANUAL, MEDTRONIC SOFAMOR DANEEK USA, INC. 2004)

Dans le plan sagittal, les courbures du rachis peuvent être augmentées (l'hypercyphose) ou diminuées, allant vers le dos plat (l'hypocyphose). Dans le plan horizontal, les vertèbres sont orientées vers la convexité de la courbure, créant une gibbosité par les côtes et par les apophyses transverses en lombaire.

Les mécanismes scoliotiques modifient également l'aspect des vertèbres. Tout d'abord, il y a cunéiformisation du corps vertébral, c'est-à-dire disparition de l'aspect parallèle des plateaux vertébraux de la vertèbre dans le plan frontal (Roaf, 1960; Perdriolle et coll., 1979; Aubin et coll., 1998). La cunéiformisation est maximale dans les zones apicales principales et compensatoires (Landry et coll., 1998). Ensuite, le nucleus pulposus devient convexe et peut même se déplacer hors du centre du disque dans les cas de scolioses sévères (Guillaumat, 2004). En dernier lieu, il y a déformation de l'arc neural, une déviation des apophyses transverses et épineuses ainsi qu'une torsion de la vertèbre. Pour les pédicules, leur épaisseur diminue significativement sur la portion concave des courbures scoliotiques (Parent et coll., 2004) (figure 1.5).

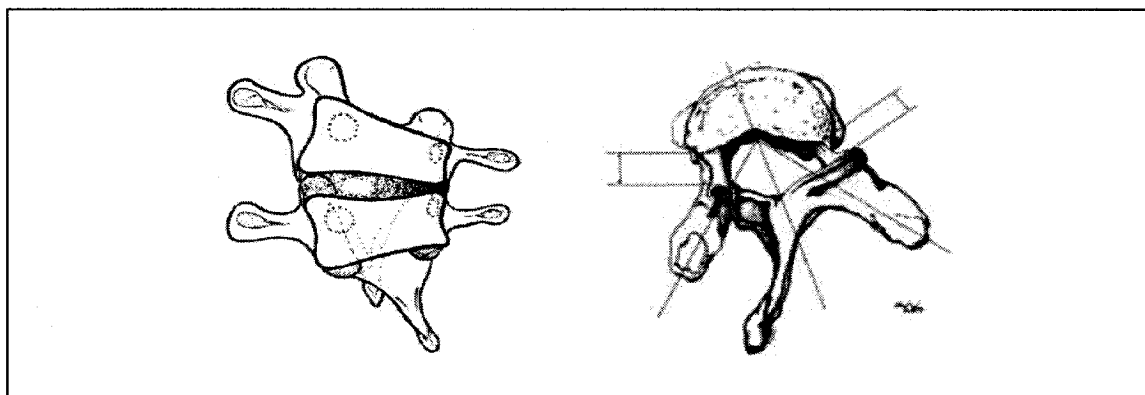


Figure 1.5 - Déformation de vertèbres scoliotiques avec rotation des corps vertébraux.
(SOURCE: GUILLAUMAT, 2004 ; PARENT ET COLL., 2004)

Malgré les mécanismes de déformation agissant sur le rachis scoliotique, aucune différence ne semble avoir été observée dans le degré de mouvement total (flexion thoracique et lombaire, extension et inflexion droite et gauche) entre un groupe de rachis scoliotique non fusionné (Cobb: 35°) et un groupe de rachis normal (Wilk et coll., 2006).

Les déformations scoliotiques peuvent toutefois engendrer des effets néfastes à long terme sur le système musculo-squelettique. Winter *et coll.* (1974) rapportent qu'une hypocyphose thoracique semble provoquer une diminution significative de la capacité pulmonaire parmi les patients atteints de scoliose. De plus, Wicart *et coll.* (1998) nous révèlent qu'une lordoscoliose thoracique sévère peut produire des compressions directes des bronches et mener, par conséquent, à des pneumonies répétées.

1.2.2 Classification de la scoliose idiopathique

Dans la planification préopératoire de la scoliose idiopathique adolescente, la sélection des niveaux de fusion demeure l'un des points les plus controversés. Plusieurs classifications ont ainsi vu le jour afin de faciliter la sélection optimale des niveaux de fusion (Travaglini, 1975; Coonrad *et coll.*, 1998; King-Moe *et coll.*, 1983; Lenke *et coll.*, 1998; Qiu *et coll.*, 2005).

Conçue d'après l'instrumentation d'Harrington, la classification de King-Moe pour les scolioses SIA (King-Moe *et coll.*, 1983) fut pendant plusieurs années le *gold standard* au sein des chirurgiens orthopédistes. Elle se divise en 5 catégories de courbures thoraciques déterminées en fonction de l'amplitude et du degré de flexibilité des courbures (*figure 1.6*).

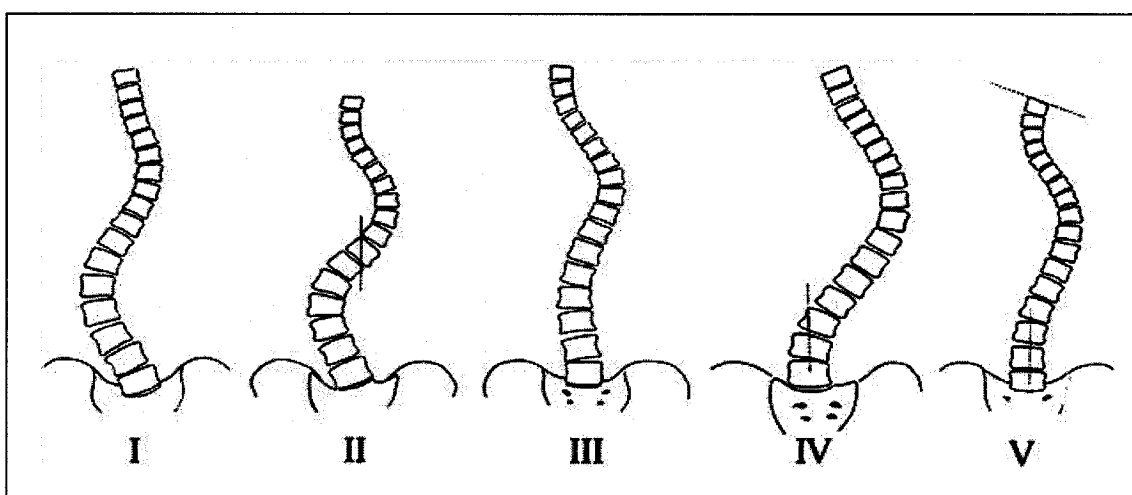


Figure 1.6 - Les 5 types de courbures scoliotiques de la classification de King.
(SOURCE : WIGGINS ET COLL., 2003)

Avec l'arrivée des systèmes d'instrumentation modernes et en tenant compte par ailleurs des raisons intrinsèques (courbures scoliotiques unidimensionnelles) et extrinsèques (faible fiabilité intra- et interobservateur (*Lenke et coll., 1998; Cummings et coll., 1998*)) liées à sa classification, le système de King-Moe ne suffit plus au mode d'évaluation de la scoliose.

En 2001, *Lenke et coll.* ont proposé une classification plus complète et élaborée. Considérant à la fois les plans frontal et sagittal de déformation, cette classification propose une compréhension bidimensionnelle des courbures SIA, une base de traitement opératoire et des critères radiographiques objectifs. *Lenke* présente six types de courbures scoliotiques avec trois modificateurs lombaires (A, B, C) et sagittaux (-, N, +) (*figure 1.7*). La prévalence est de 51% pour le type 1, 20% pour le type 2, 11% pour le type 3 et 12% pour le type 5, tandis qu'elle se situe en deçà de 3% pour les types 4 et 6 (*Lenke et coll., 2002*).

Selon que les observateurs soient expérimentés ou non, selon que les radiographies présentées soient prémesurées ou non, la classification de *Lenke* démontre une fiabilité de faible à excellente ($k_{\text{appa}}=0.26-0.39$) (*Lenke et coll., 1998, 2001; Ogon et coll., 2002; Richards et coll., 2003*).

Criteria for curve classification

Curve type	Proximal thoracic	Main thoracic	Thoracolumbar/lumbar	Curve type
1	Non-structural	Structural (major*)	Non-structural	Main thoracic (MT)
2	Structural	Structural (major*)	Non-structural	Double thoracic (DT)
3	Non-structural	Structural (major*)	Structural	Double major (DM)
4	Structural	Structural (major*)	Structural	Triple major (TM)
5	Non-structural	Non-structural	Structural (major*)	Thoracolumbar/lumbar (TL/L)
6	Non-structural	Structural	Non-structural (major*)	Thoracolumbar/lumbar-main thoracic (TL/L-MT)

*Major=largest Cobb measurement, always structural; minor=all other curves with structural criteria applied.

Location of apex (SRS definition)

Curve	Apex
Thoracic	T2-T11-L2 disc
Thoracolumbar	T12-L1
	L1-L2 disc-L4

Modifiers

Lumbar spine modifier	CSVL to lumbar apex	Thoracic sagittal profile
A	CSVL between pedicles	T5-T12
B	CSVL touches apical body(ies)	(Hypo) <10°
C	CSVL completely medial	N (Normal) 10°-40°
		(Hyper) >40°

A B C

Curve type (1-6) + lumbar spine modifier (A, B or C) + thoracic sagittal modifier (-, N or +)

SRS=Scoliosis Research Society, CSVL= centre sacral vertical line. Modified from ref 1 with permission.

Lumbar Spine Modifier	Type 1 (Main Thoracic)	Type 2 (Double Thoracic)	Type 3 (Double Major)	Type 4 (Triple Major)	Type 5 (TL/L)	Type 6 (TL/L-MT)
A (No to Minimal Curve)	1A*	2A*	3A*	4A*		
B (Moderate Curve)	1B*	2B*	3B*	4B*		
C (Large Curve)	1C*	2C*	3C*	4C*	5C*	6C*
Possible Sagittal structural criteria (To determine specific curve type)	Normal	PT Kyphosis	TL Kyphosis	PT + TL Kyphosis		

* T5-T12 sagittal alignment modifier: -, N, or +
 - : <10°
 N : 10-40°
 + : >40°

Figure 1.7 - Classification de Lenke. (SOURCE : LENKE ET COLL., 2001)

1.2.3 Méthodes d'évaluation

Il existe plusieurs approches pour évaluer les déformations scoliotiques tridimensionnelles, dont l'approche clinique et la reconstruction 3D. Tel qu'illustré à la figure 1.8, ces déformations peuvent être évaluées selon quatre niveaux à l'aide de systèmes d'axes appropriés, soient le local (les vertèbres), le régional (le rachis segmenté), le spinal (le rachis) et le global (le corps humain), en plus des plans de référence frontale, sagittale et transverse.

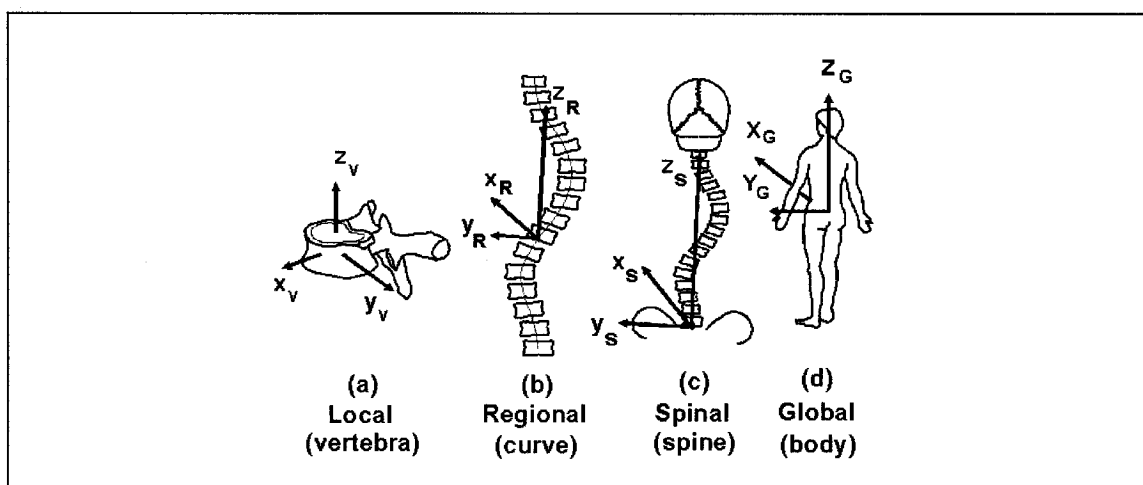


Figure 1.8 - Systèmes d'axes local, régional, spinal et global. (STOKES, 1994)

Approches cliniques

Le mode d'évaluation le plus courant de la scoliose s'effectue par la radiographie du rachis, avec vues postéro-antérieure et latérale. Le *test de bending* permet d'évaluer la flexibilité et la souplesse des courbures à l'aide de radiographies en inflexion latérale. Elles s'avèrent essentielles dans la détermination des niveaux de fusion. Dans le plan frontal, l'amplitude des courbures scoliotiques est mesurée par l'angle de Cobb (*figure 1.10*). Ce dernier peut être mesuré cliniquement sur des radiographies ou à l'aide d'une reconstruction géométrique 3D. La méthode de Cobb demeure assez reproductible avec une variabilité interobservateur de $\pm 2,5$ à $3,2^\circ$ (*Prujjs et coll., 1994; Le Blanc et coll., 1996*).

Par contre, la méthode de Cobb seule n'est pas suffisante pour une évaluation 3D adéquate du rachis scoliotique. En effet, les mesures 2D ne sont qu'une simplification de

la déformation 3D réelle. Par exemple, deux rachis scoliotiques peuvent apparaître similaires dans le plan radiographique frontal, mais différer totalement dans leur aspect tridimensionnel. Tel que présenté au tableau 1.1, plusieurs indices cliniques ont été créés en fonction des différents plans de référence pour l'évaluation 3D des courbures scoliotiques.

Tableau 1.1 Synthèse des indices utilisés en clinique

	Indices cliniques	Descriptions	Système d'axes
Plan frontal	Angle de Cobb -proximal thoracique -thoracique principal -thoraco-lombaire	Angle caractérisant une courbure formée par une ligne tangente au plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et d'une ligne tangente au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (fig. 1.9).	Régional
	Distance vertèbre apicale	Distance en millimètres entre la ligne centrale sacrale (CSVL) et la vertèbre apicale (fig. 1.10).	Spinal
	Équilibre coronal	Distance en millimètres entre la ligne centrale sacrale (CSVL) et la vertèbre C7 dans le plan frontal (fig. 1.11).	Spinal
	<i>Apical vertebral body-rib ratio (AVB-R)</i>	Rapport des mesures linéaires des frontières latérales des vertèbres thoraciques apicales et du <i>chest wall</i> (fig. 1.14)	Régional
	<i>Apical rib spread difference (ARSD)</i>	Différence de la somme des distances intercostales gauche et droite des cinq segments périapicals (fig. 1.15)	Régional
Plan sagittal	Angle de la cyphose (T10-L2)	Angle formé par intersection de la tangente au plateau supérieur de la première vertèbre thoracique visible (T4) et la tangente au plateau inférieur de T12 (fig. 1.12).	Régional
	Angle de la lordose (L1-L5)	Angle formé par intersection de la tangente au plateau supérieur de L1 et la tangente au plateau inférieur de L5 (fig. 1.12).	Régional
	Équilibre sagittal	Distance entre la vertèbre médiane C7 et le coin supérieur postérieur du sacrum.	Spinal
Plan transverse	Gibbosité	Asymétrie de la géométrie du dos par la présence d'une difformité de la cage thoracique. (fig. 1.13)	Spinal
	Rotation axiale vertébrale	Rotation au niveau de la vertèbre sommet. Par la méthode de Nash et Moe, la vertèbre sommet est divisée en six grades. On utilise le repère du pédicule convexe dont la projection semble s'éloigner progressivement du bord convexe du corps vertébral au fur et à mesure que la rotation augmente.	Local
Source : SRS Terminology Committee and Working Group on Spinal Classification; Guillaumat, Revue du Rhumatisme 2004, Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte jeune; Stokes, 1994.			

La majorité des mesures radiographiques montre une fiabilité intra- et interobservateur de bonne à excellente ($k_{\text{appa}}=0.74-0.85$). Par contre, l'évaluation intra- ($k_{\text{appa}}=0.22-0.83$) et interobservateur ($k_{\text{appa}}=0.33-0.47$) de la cyphose entre T2-T5 est faible. Du reste, lors de prises radiologiques post-opératoires, la fiabilité de tous les indices cliniques tend à diminuer par l'ajout d'instrumentation (*Kuklo et coll., 2005*).

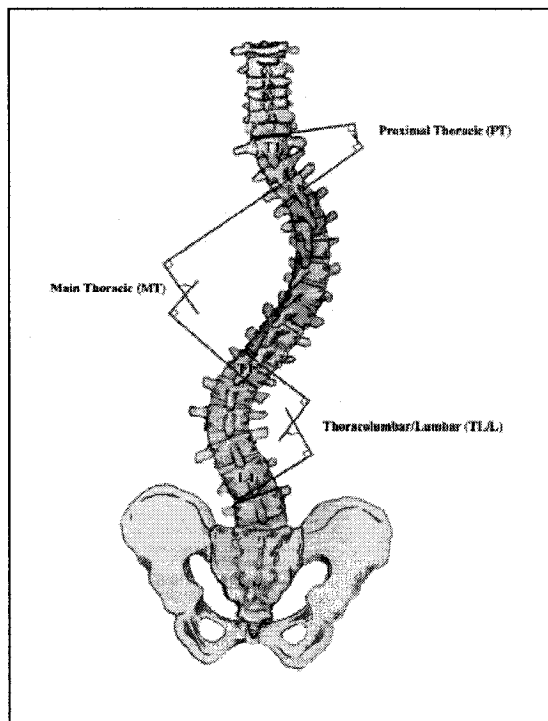


Figure 1.9 - Segments de la courbure scoliotique. (SOURCE: Radiographic measurement manual, Medtronic)

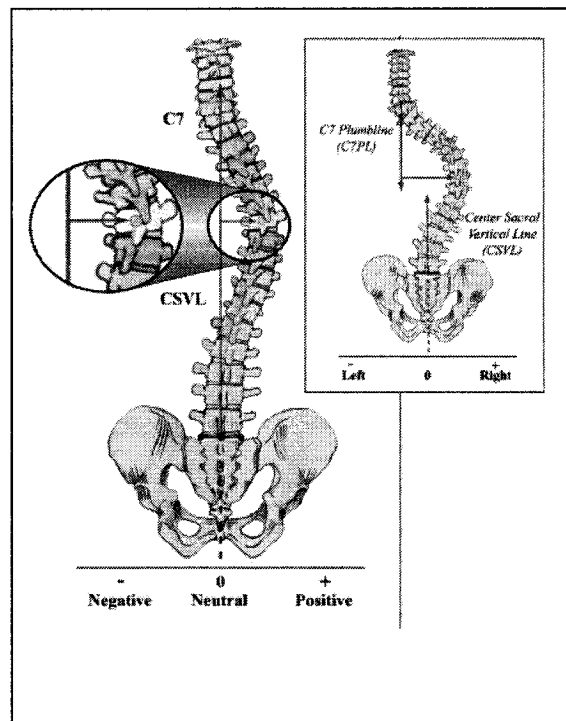


Figure 1.10 - Mesure de la distance vertèbre apicale. (SOURCE: Radiographic measurement manual, Medtronic)

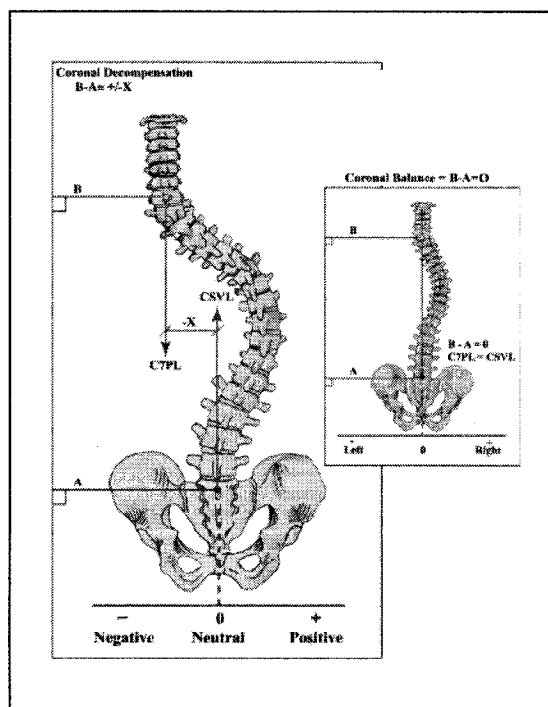


Figure 1.11 - Équilibre coronal. (SOURCE: Radiographic measurement manual, Medtronic)

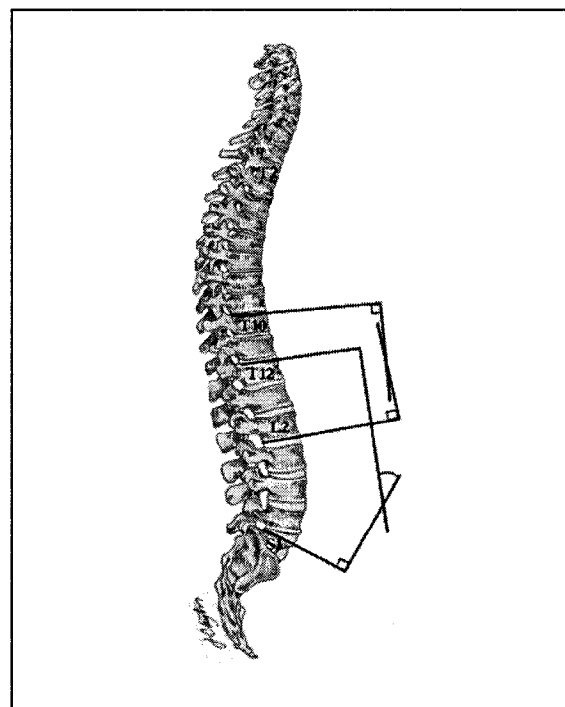


Figure 1.12 - Mesure de la lordose. (SOURCE: Radiographic measurement manual, Medtronic)

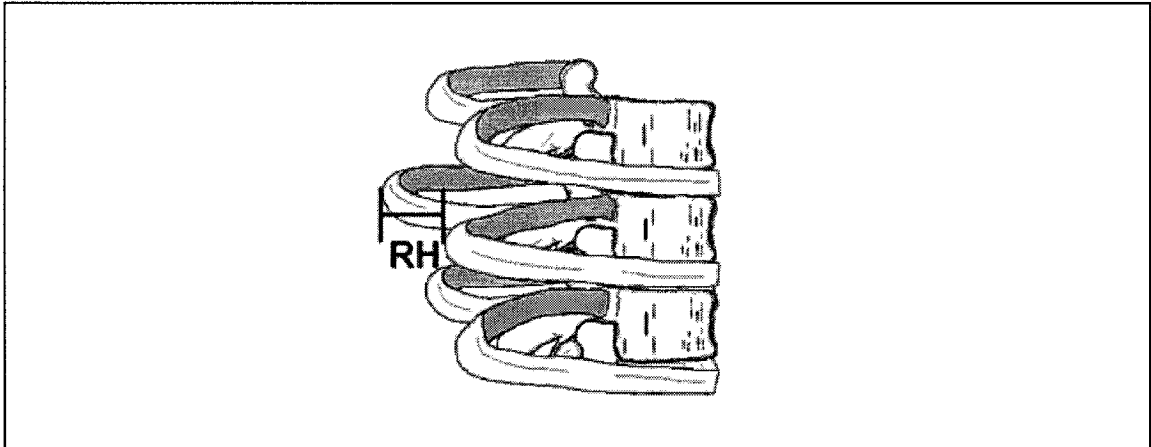


Figure 1.13 - Gibbosité (*Rib Hump*). (SOURCE: KUKLO ET COLL., 2005)

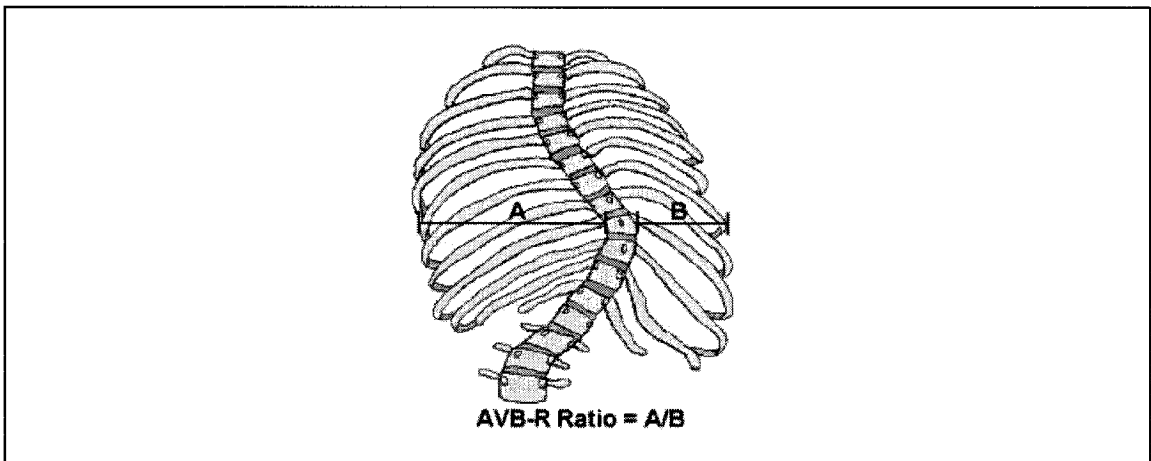


Figure 1.14 - Apical vertebral body-rib ratio (AVB-R). (SOURCE: KUKLO ET COLL., 2005)

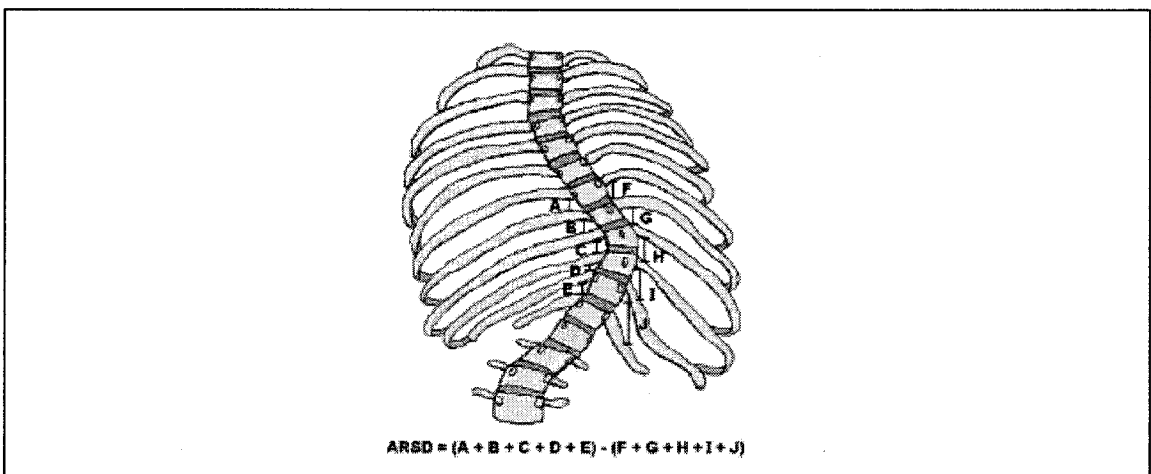


Figure 1.15 - Apical rib spread difference (ARSD). (SOURCE: KUKLO ET COLL., 2005)

Approches d'évaluation 3D

Dansereau *et coll.* (1990 et 1993) ont développé une technique de reconstruction stéréoradiographie 3D du rachis scoliotique (*figure 1.16*). Cette technique requiert l'acquisition de deux radiographies: PA-0 et LAT. Sur chacune d'elle, six repères anatomiques par vertèbre sont identifiés et numérisisés. Un algorithme DLT est ensuite utilisé pour la reconstruction 3D de la géométrie filaire des vertèbres. Afin de créer un modèle surfacique du rachis scoliotique, des techniques d'interpolation et des transformations géométriques sont utilisées pour ajuster les données géométriques de référence (reconstruction tomographique de la colonne vertébrale d'un spécimen cadavérique normal) aux données de personnalisation du patient scoliotique. La précision de la reconstruction 3D du rachis scoliotique est de 3 mm ($2,6 \pm 2,4$ mm selon Aubin *et coll.* (1995); $3,3 \pm 3,8$ mm selon Delorme *et coll.* (2003)).

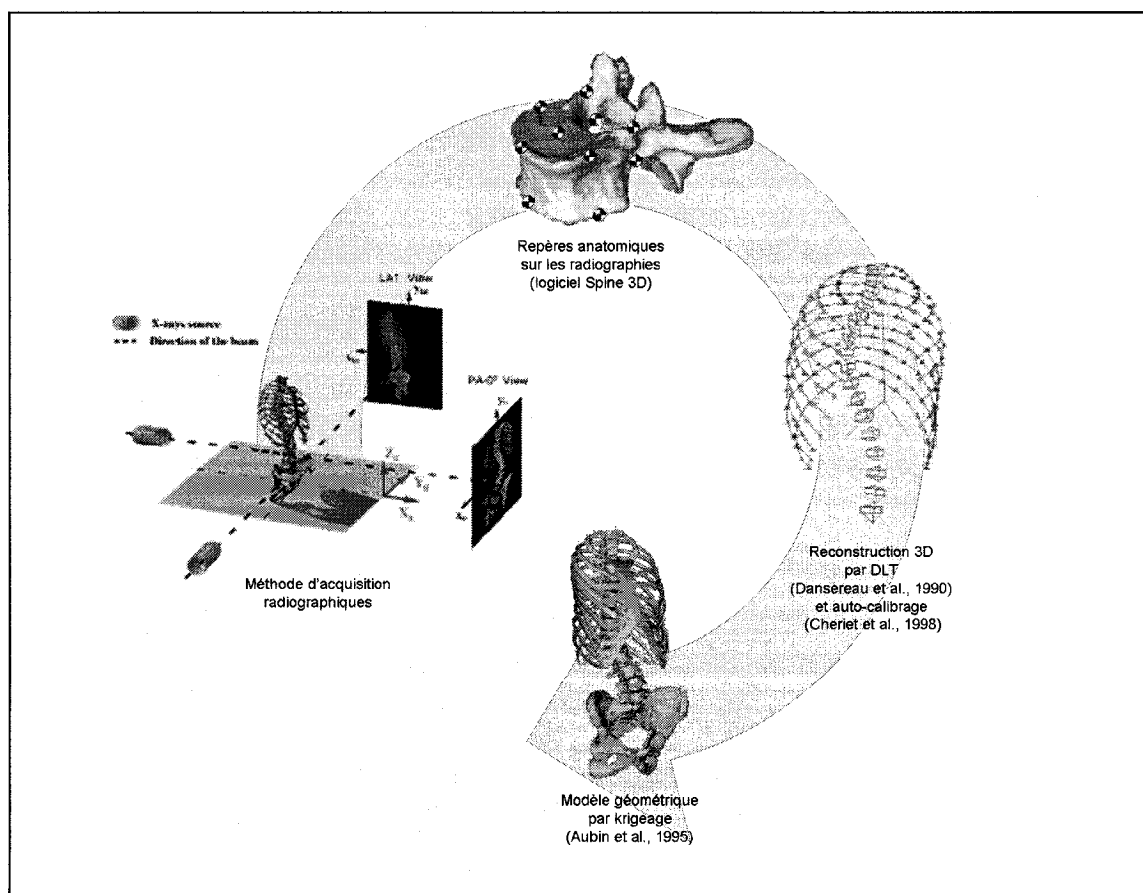


Figure 1.16 - Reconstruction 3D à l'aide de radiographies. (SOURCE: MODIFIÉ DE DELORME ET COLL., 2003)

La reconstruction 3D est très utile pour l'analyse géométrique de déformations scoliotiques ainsi que pour la création de modèles biomécaniques (éléments finis ou multi-corps). Plusieurs indices analytiques peuvent ainsi être mesurés (*tableau 1.2*).

Tableau 1.2 Synthèse des indices par reconstruction 3D

Indices cliniques		Descriptions	Système d'axes
Frontal	Angle de Cobb analytique	Cet angle est mesuré à l'aide des points d'inflexion de la courbure scoliotique. Cette mesure est très corrélée ($r=0.97$) avec l'angle de Cobb clinique quoique légèrement plus élevée d'environ 12%. (Stokes et coll., 1987).	Régional
Orientation du plan de déformation maximum	Proximal thoracique	L'orientation du plan de déformation maximale (θ_{PMC}) est un indice de la correction 3D des courbures scoliotiques du rachis. Cette mesure indique l'angle entre le plan sagittal et le plan d'adéquation qui contient la déformation scoliotique maximale. Pour un rachis sain, l'angle est de 0° puisque les courbures normales du rachis (lordose et cyphose) se trouvent dans le plan sagittal (fig. 1.17). L'orientation du plan de déformation maximale permet également de calculer l'angle de Cobb (C_{PMC}).	Régional
	Thoracique principal		
	Lombaire		

Source: SRS Terminology Committee and Working Group on Spinal Classification; Guillaumat, Revue du Rhumatisme 2004, Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte jeune; Stokes, 1994.

D'autres indices peuvent être calculés à l'aide de l'approche 3D, telle la gibbosité, l'équilibre coronal et sagittal, le déjettement et la cunéiformisation des vertèbres. Ces mesures 3D fournissent une erreur inférieure à celles des indices 2D par l'approche clinique (Aubin et coll., 1998; Labelle et coll., 1995).

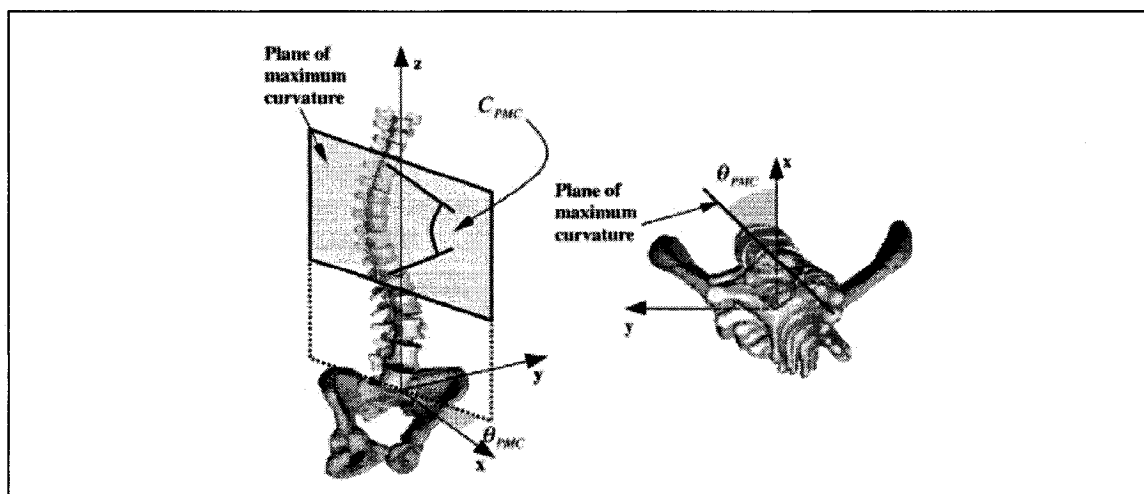


Figure 1.17 - Plan de déformation maximum. (SOURCE: DELORME ET COLL., 2003)

1.3 Traitements chirurgicaux de la scoliose

Lorsque le diagnostic d'une scoliose sévère a été posé ($\theta_{\text{Cobb}} > 40^\circ$ - 50°) à la suite de l'évaluation clinique et radiographique du patient, les chirurgiens orthopédistes disposent d'un large choix d'instrumentation dans leur planification préopératoire pour réaliser les différents buts correctionnels recherchés (*figure 1.18*).

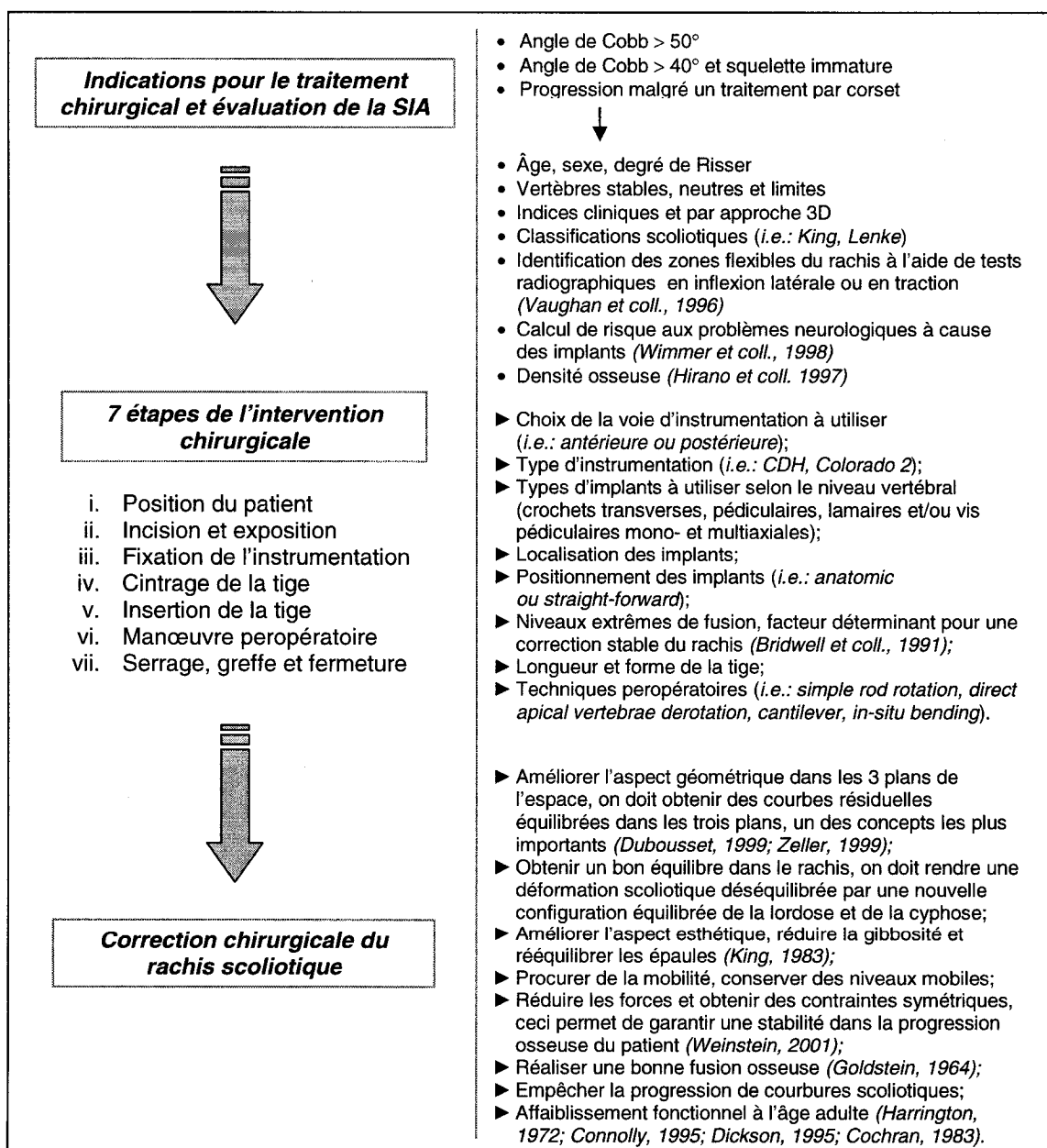


Figure 1.18 – Sommaire de la planification préopératoire

L'idée principale du traitement chirurgical est de corriger et de stabiliser les déformations scoliotiques tout en rétablissant les courbures sagittales et en gardant les segments instrumentés à un minimum. Ce traitement repose en grande partie sur la fusion des vertèbres entre elles, pour éviter ainsi l'aggravation de la scoliose, que l'on nomme arthrodèse vertébrale.

1.3.1 Évolution de l'instrumentation chirurgicale postérieure

L'ère moderne de l'instrumentation chirurgicale a commencé en 1960 avec l'introduction du système Harrington (*Harrington et coll., 1973*). Il s'agissait de fixer des crochets aux éléments postérieurs des vertèbres limites supérieures et inférieures, et de fournir une distraction à l'aide d'une tige du côté concave de la courbure scoliotique. Ce système s'est révélé fragile. En effet, il suffisait qu'un seul implant cède pour que tout le système flanche. De plus, cette instrumentation était limitée car elle considérait seulement le plan frontal de déformation. Elle provoquant ainsi le phénomène des dos plats (*flatback*) (*Lagrone et coll., 1988*).

Pour remédier à ces difficultés, Luque a popularisé en 1970 l'instrumentation segmentaire - agissant à chaque niveau vertébral - avec fixation par fils sous-laminaires (*Luque et coll., 1982*). Depuis, les systèmes d'instrumentation n'ont jamais cessé d'évoluer, allant d'une correction bidimensionnelle, considérant à la fois le plan frontal et sagittal, à une correction tridimensionnelle.

C'est en 1983 que Cotrel et Dubousset furent les premiers à mettre au point une instrumentation multi-segmentaire qui corrigeait la déformation dans les trois plans de l'espace et dont la solidité permettait de se passer de tout maintien externe post-opératoire (*Dubousset et coll., 1993*). L'instrumentation Cotrel-Dubousset (CD) était constituée essentiellement de différents implants métalliques tels que des crochets et des vis, ainsi que de deux tiges métalliques préformées permettant la manœuvre de dérotation. Plusieurs types d'instrumentation inspirés de CD ont vu le jour par la suite (CD Horizon, Colorado 2, Monarch, etc.).

L'effet correctif tridimensionnelle de l'instrumentation CD et sa supériorité face à l'instrumentation Harrington a été reporté par plusieurs auteurs (*De Giorgi et coll., 1999; Delorme et coll., 2000; Helenius et coll., 2003*). Cependant, la correction dans le plan transverse reste controversé (*Lenke et coll., 1992; Lenke et coll., 1995; Jarvis et coll., 1996; Bridwell, 1999*).

1.3.2 Procédure chirurgicale par instrumentation postérieure

L'intervention chirurgicale est une opération délicate et complexe qui peut s'étendre sur plusieurs heures ($\approx 5-6$ heures). Elle se divise généralement en sept principales étapes:

1. Le positionnement du patient en décubitus ventral sur la table d'opération (Relton-Hall, Jackson) se fait sous anesthésie. L'abdomen est dégagé afin de réduire la pression abdominale et diminuer, du même coup, les saignements peropératoires. Des réductions significatives des courbures scoliotiques sont aussitôt observées (*Delorme et coll., 1998*).
2. Une incision est faite à la suite du lavage de la zone. À l'aide de rétracteurs, la peau est écartée au niveau de la zone instrumentée et un dépouillement sous-périosté des éléments postérieurs est fait jusqu'à l'extrémité de l'apophyse transverse des deux côtés de la colonne vertébrale.
3. Ensuite, déterminée lors de la planification préopératoire, la fixation des différents implants (crochets supra- et infra-lamaires, pédiculaires et vis mono- et multi-axiales) s'effectue habituellement sur les vertèbres du côté de la concavité de la courbure scoliotique (*figure 1.19*). Il existe deux types de trajectoire pour la fixation des vis pédiculaires, soit le *straight-forward* et l'*anatomic technique* (*figure 1.20*).
4. Le cintrage de la tige métallique se fait progressivement à l'aide d'une cintreuse et se juxtapose aux courbes sagittales à rétablir. La forme de la tige est fonction du profil dans le plan sagittal que le chirurgien veut donner à la zone instrumentée. Elle peut donc varier selon les niveaux d'instrumentation choisis par le chirurgien. Le cintrage de la 2^e tige doit s'harmoniser au contour sagittal de la 1^{ère} tige (*Dubousset, 1999*).

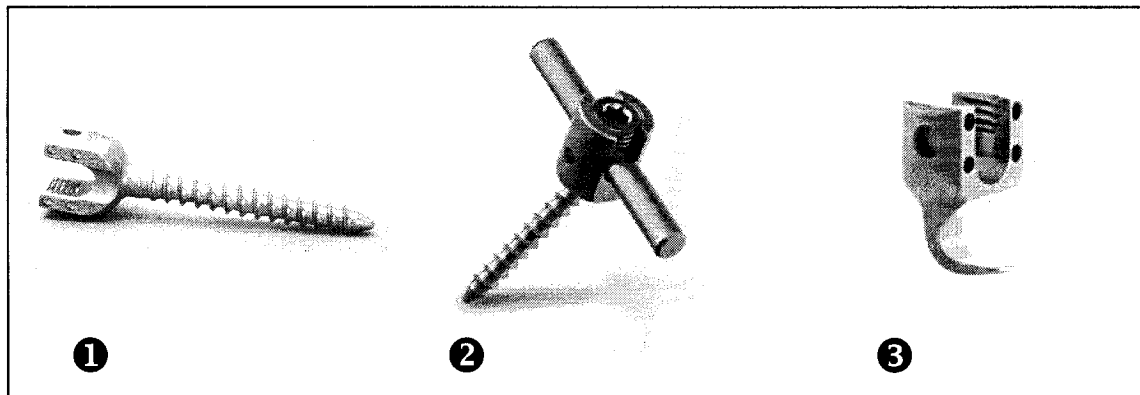


Figure 1.19 – Types d'implants chirurgicaux
 ❶ Vis mono-axiale, ❷ Vis multi-axiale, ❸ Crochet

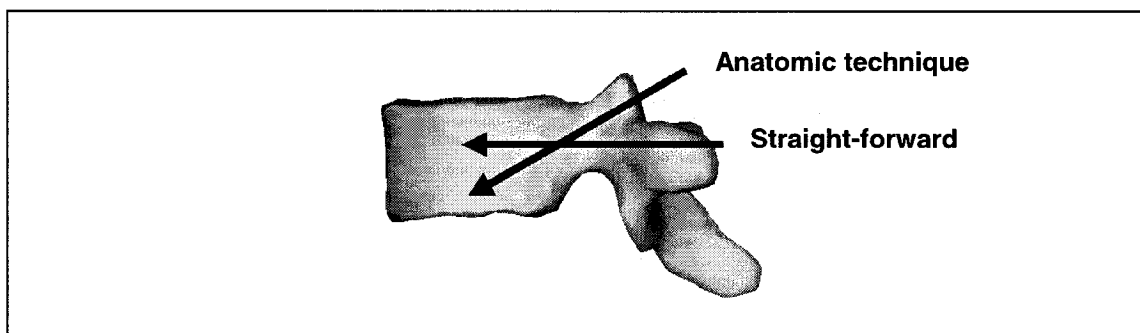


Figure 1.20 – Trajectoire de vis pédiculaire thoracique

5. La tige est insérée dans les vis ou crochets. Des anneaux en C sont introduits afin d'éviter le déplacement des crochets. La tige repose dans le plan coronal.
6. Une des manœuvres possibles est la dérotation d'environ 90° appliquée pour que la tige se retrouve dans le plan sagittal (*figure 1.22, ❶*). Cette manœuvre réduit les courbes dans le plan frontal et les rétablit dans le plan sagittal. La seconde tige est insérée et fixée à l'aide de vis ou de crochets du côté convexe de la courbure. Les deux tiges sont reliées entre elles à l'aide de mécanismes de fixation transversaux (DTT) pour que la rigidité du système soit ainsi améliorée. D'autres manœuvres peropératoires vont être préférées telles que le *in-situ bending*, la technique par translation, le *cantilever*, le *direct apical vertebra derotation* (DAVD) ou la combinaison de plusieurs de ces techniques (*figure 1.22*) (Chang, 2003; Lenke, 2004; Lee et coll., 2004).

7. La dernière étape est le serrage, la greffe et la fermeture. Un test de réveil est effectué pour vérifier qu'il n'y ait pas de dommages neurologiques. Si le test réussit, la chirurgie est terminée. S'il y a des dommages, l'instrumentation est enlevée.

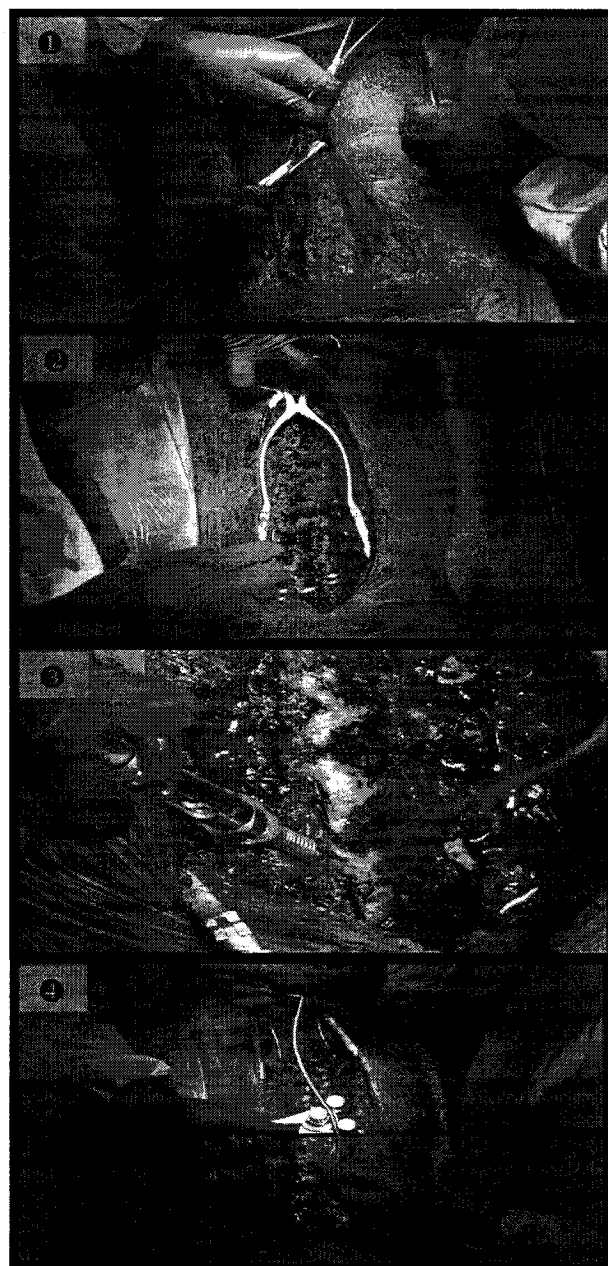


Figure 1.21 – Étapes du traitement chirurgical.

❶ Incision, ❷ Exposition, ❸ Fixation de l'instrumentation, ❹ Cintrage de la tige

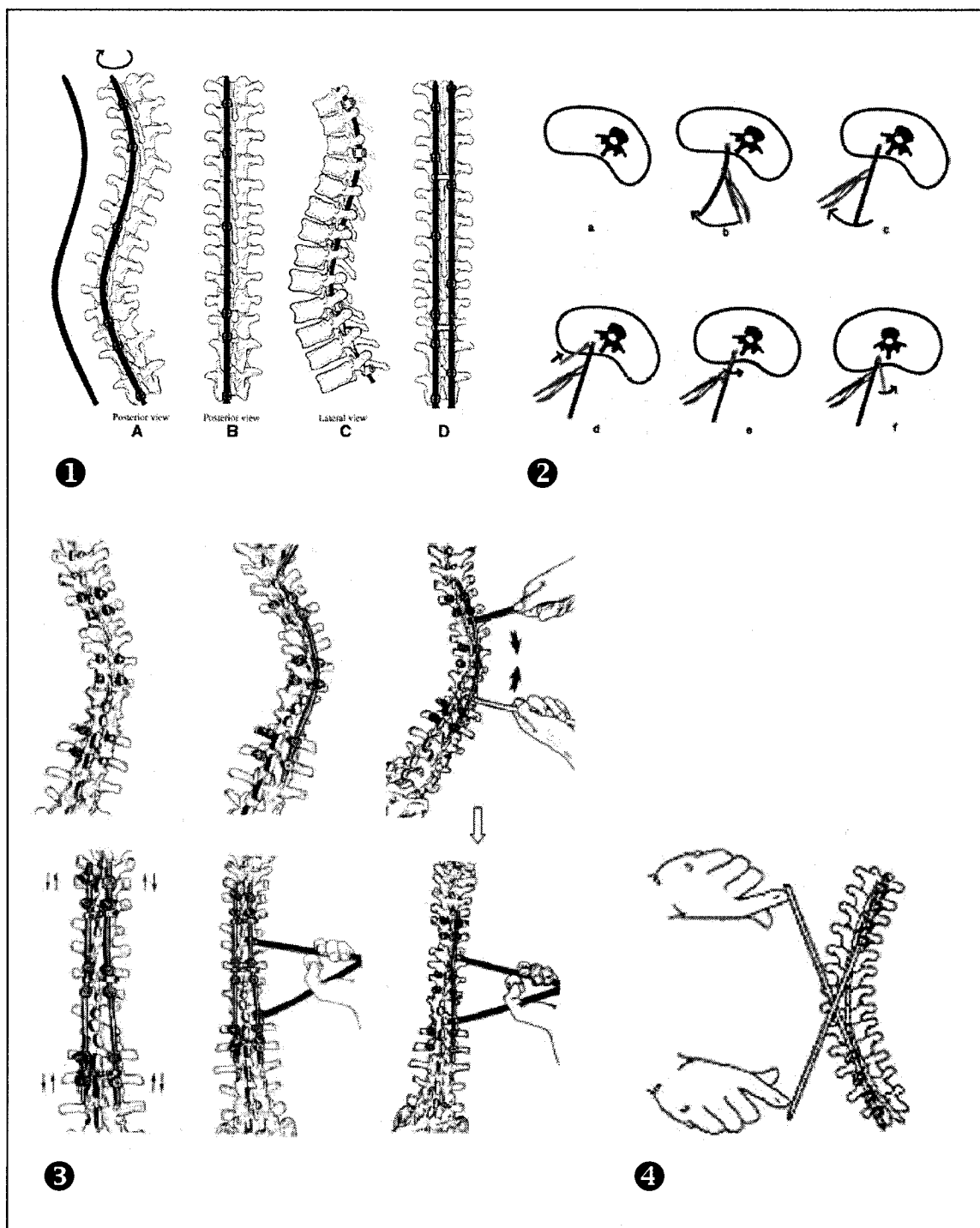


Figure 1.22 – Les manœuvres peropératoires

❶ Dérotation (Simple Rod Rotation), ❷ DAVD: Direct Apical Vertebrae Derotation, ❸ In situ bending, ❹ Cantilever.

1.3.3 Revue de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique

Depuis quelques années, l'utilisation des vis pédiculaires est devenue une technique de plus en plus courante parmi les stratégies d'instrumentation des chirurgiens-orthopédiques. Initialement employées sur le segment lombaire (*Hamill et coll., 1996; Barr et coll., 1997; Halm et coll., 2000*), les vis pédiculaires ont été utilisées par la suite sur le segment thoraco-lombaire, et plus récemment encore sur le segment thoracique (*Suk et coll., 1995; Liljenqvist et coll., 1997*).

Plusieurs cliniciens doutent de la pertinence d'employer des vis pédiculaires thoraciques malgré les avantages biomécaniques accrus de ces dernières. Les risques de décompensations lombaires qu'elles peuvent entraîner, les coûts élevés liés à leur utilisation et des considérations concernant leur degré de sécurité sont notamment mis en cause (*Richards, 2004; Storer et coll., 2005; Kim et coll., 2006*). À ce jour, le débat sur l'utilisation des différents types d'implants n'est pas encore tranché, accentuant les divergences d'opinions au sein des divers groupes de chirurgiens, où chacun prône les pratiques qu'il juge les plus adéquates.

Les effets des différentes stratégies d'instrumentation sur la correction chirurgicale de patients scoliotiques ont été étudiés à maintes reprises au cours des dernières décennies (*Suk et coll., 1995; Chen, 2001; Liljenqvist et coll., 2002; Sawatzky et coll., 2004; Kim et coll., 2004; Rohmiller et coll., 2004; Kuklo et coll., 2005; Storer et coll., 2005; Kim et coll., 2006*). Cette évaluation se fait généralement selon les trois plans de l'espace et à l'aide des indices cliniques énoncés précédemment dans la section 1.2.3. D'autres paramètres, comme la perte de correction, les complications opératoires, le niveau de satisfaction du patient et le coût de l'instrumentation, sont de plus en plus évalués dans les études.

Résultats radiologiques

Les études cliniques sur l'utilisation des crochets pour le traitement chirurgical de la scoliose mettent en évidence un pourcentage de correction dans le plan coronal qui varie de 52 à 68% (*Lenke et coll., 1998; Chen et coll., 1991; De Jonge et coll., 2002;*

McCance et coll., 1998; Storer et coll., 2005). Les complications liées aux crochets incluent les problèmes de *crankshaft phenomenon* et de décompensation de la colonne vertébrale en dessous de l'instrumentation.

Chen et coll. (2001) ont évalué 324 patients scoliotiques entre 1988 et 1996. Parmi le groupe utilisant la méthode par crochets, le degré de correction atteignait 67% et la perte de correction après deux ans était de 8%. Par la méthode d'instrumentation hybride, la correction du plan coronal était de 56% avec une perte de 7% après deux ans pour la courbure thoracique et une correction de 67% avec une perte de 7% pour la courbure lombaire. Quant à la correction du plan transverse, elle plafonnait à 27%. D'après Chen, l'utilisation par vis hybride semble diminuer les incidences du *crankshaft phenomenon*. Comparativement à l'utilisation de la méthode par crochets, la perte de correction est moindre. Avec la méthode par vis pédiculaires, le degré de correction grimpe à 77%. La perte de correction y est beaucoup moindre que dans l'utilisation par crochets et hybride. En permettant une fixation rigide sur les vertèbres, les vis pédiculaires rendent possible une correction additionnelle des courbures scoliotiques à l'aide des nouvelles techniques peropératoires, dont l'*in-situ bending* et le DAVD (Lenke et coll., 2002; Rinella et coll., 2004).

À l'exception de Storer et coll. (2004) reportant que les corrections comparées des vis pédiculaires thoraciques et des crochets sont similaires, la majorité des études démontre la supériorité des vis pédiculaires thoraciques sur les crochets lors des corrections de courbures majeures et compensatoires (figure 1.23). Toutefois, aucune différence n'est observable dans la correction du plan sagittal (Liljenqvist et coll., 2002). De plus, l'équilibre post-opératoire coronal et sagittal semble analogue avec l'utilisation des crochets et des vis pédiculaires (Kim et coll., 2004).

Après deux années post-opératoires, les vis pédiculaires accusent une perte de correction qui est significativement inférieure (1%-6%) à celle des crochets (8%-13%) et de l'hybride (5%-10%) (Suk et coll., 1995; Barr et coll., 1997; Chen, 2001; Liljenqvist et coll., 2002; Kim et coll., 2004; Kim et coll., 2006).

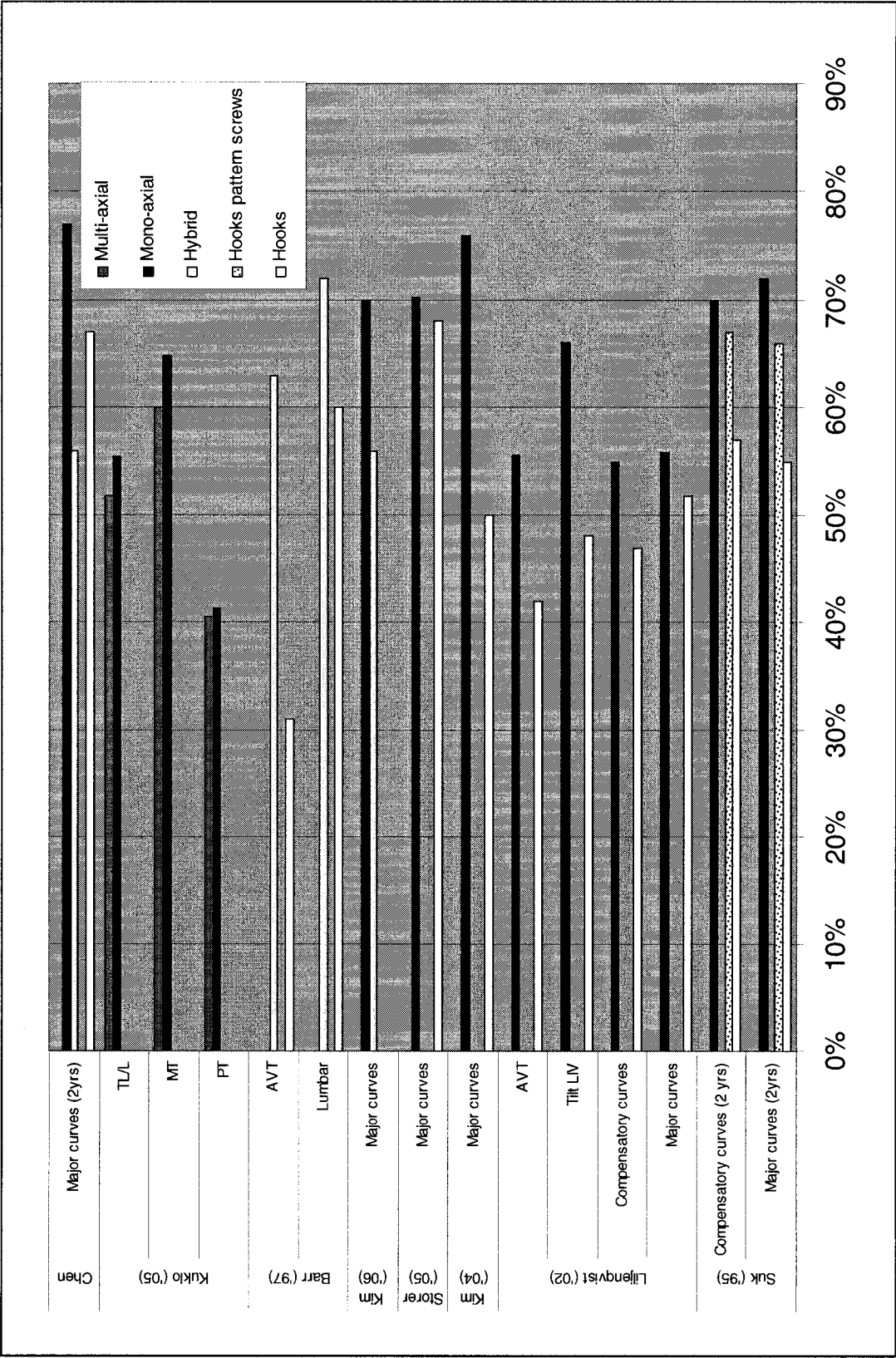


Figure 1.23 – Revue comparative de l'instrumentation par crochets, hybride et par vis mono- / multi-axiales

Les vis pédiculaires thoraciques ont l'avantage de diminuer la longueur de fusion comparativement aux crochets (*Kim et coll., 2004*). Une moyenne de 0.6 à 0.9 niveau de fusion est sauvée à partir de la vertèbre limite distale avec les vis pédiculaires par rapport aux crochets (*Liljenqvist et coll., 2002; Kim et coll., 2004; Lenke et coll., 2004*). Cependant, aucune différence n'est observée entre les vis pédiculaires et hybride, sur les vertèbres instrumentées distales toujours ($P=0.56$).

Après deux ans, les vis pédiculaires thoraciques améliorent significativement les fonctions pulmonaires comparativement aux crochets ($P=0.017$) et à l'instrumentation hybride ($P=0.006$). Toutefois, aucune différence n'est détectée entre l'utilisation des vis pédiculaires et l'utilisation par crochets et hybride en ce qui regarde le temps d'opération ($P=0.86$, $P=0.14$), la perte sanguine peropératoire ($P=0.12$, $P=0.14$) et la satisfaction du patient (score SRS-24) post-opératoire de 2 ans ($P=0.15$, $P=0.14$) (*Kim et coll., 2004; Storer et coll., 2005, Kim et coll., 2006*).

En plus d'offrir une excellente correction des déformations scoliotiques, la fixation par vis pédiculaires thoraciques se révèle par ailleurs une méthode dotée d'une marge de sûreté élevée (*Suk et coll., 2001*). En 10 ans d'utilisation, aucune vis pédiculaire sur un total de 3204 n'a provoqué de complications neurologiques, vasculaires ou viscérales (*Kim et coll., 2004*). Aussi, aucune complication n'a été reportée lors de l'utilisation de l'instrumentation par crochets et par hybride (*Faraj et coll., 1997; Suk et coll., 2001; Kim et coll., 2004*).

Concernant les coûts d'utilisation des implants, les vis pédiculaires thoraciques s'avèrent beaucoup plus coûteuses que les crochets. En effet, le coût moyen d'une instrumentation par vis pédiculaires thoraciques est de 11,508 dollars US pour 17,1 fixations comparativement à 5,816 dollars US pour 11,8 fixations par crochets (*Merola et coll., 2002; Kim et coll., 2004; Lenke et coll., 2004; Storer et coll., 2005*). Parmi les vis pédiculaires, les vis mono-axiales sont significativement moins onéreuses que les vis multi-axiales (*Lenke et coll. 2004*).

Les manœuvres peropératoires

D'après les études cliniques, la technique de translation semble moins corriger une courbure majeure thoracique que celle de la manœuvre de rotation de la tige. Il n'y a cependant pas de différence entre ces deux techniques pour la correction d'une courbure lombaire mineure (*Muschik et coll., 1999; Jackson et coll., 2004*). Avec la manœuvre DAVD avec utilisation des vis pédiculaires thoraciques, la correction se montre supérieure dans le plan coronal et transverse qu'avec la manœuvre de rotation de la tige seulement (*Lee et coll., 2004*).

Facteurs biomécaniques de l'instrumentation sur le rachis scoliotique

- Le degré du mouvement total du rachis décroît de 25% dans un groupe de patients instrumenté comparativement à un groupe de patients non-scoliotique. Une faible corrélation ($r^2=0.23$) existe entre le degré du mouvement total du rachis et le nombre de niveaux de fusion (*Wilk et coll., 2006*).
- La trajectoire des vis pédiculaires influence la rigidité de la fixation. La technique *straight-forward* augmente de 39% la torsion d'insertion maximum et de 27% la force d'arrachement comparativement à la technique *anatomic* (*Lehman et coll., 2003*).
- Selon des tests cadavériques, la charge maximale jusqu'au point de rupture pour les vis pédiculaires est de 658 N (*Heller et coll., 1999*). La force d'arrachement axiale et tangentielle des vis pédiculaires est significativement plus élevée que les crochets pédiculaires et supra-lamaires (T4-T8: 531 N versus 321 N, T9-T12: 807 N versus 600 N, $P < 0.05$) (*Liljenqvist et coll., 2001; Hackenberg et coll., 2002*).
- La correction de la courbure principale est significativement corrélée au nombre d'implants ($r=0.37$, $P < 0.001$) et au coût global de l'instrumentation ($r=0.16$, $P<0.001$) (*Rohmiller et coll., 2004*).
- Une augmentation du nombre de crochets par segment vertébral est reliée à une correction significative de la déformation scoliotique dans le plan coronal. Par contre, elle n'apporte aucun changement significatif au rétablissement normal de la cyphose (*Sawatzky et coll., 1998*).

1.4 Modèles biomécaniques de l'instrumentation chirurgicale

Trois grandes familles de modèles biomécaniques existent selon leurs objectifs et leurs applications. D'abord, le modèle géométrique représente les unités anatomiques dans l'espace. Il permet seulement une visualisation des corps modélisés. Ensuite, le modèle cinématique est utilisé pour étudier le mouvement de corps rigides dans l'espace avec sollicitation de forces. Il ne représente pas les déformations potentielles qui pourraient avoir lieu dans les structures anatomiques, comme les vertèbres dans notre contexte. Le dernier est le modèle cinétique qui est utilisé pour l'étude de charges appliquées sur une unité anatomique. Il se divise en deux parties: la statique et la dynamique. Ce dernier permet l'analyse de charges sur des corps déformables.

1.4.1 Description des modèles biomécaniques du rachis scoliotique

Afin d'améliorer la compréhension de la biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique, plusieurs modèles analytiques ont été développés au cours des dernières années (*Stokes et coll., 1993; Poulin et coll., 1998; Petit et coll., 2003; Stirbu et coll., 2003; Aubin et coll., 2003; Luce et coll., 2004; Lafage et coll., 2004*). Deux étapes sont nécessaires à l'élaboration d'un modèle biomécanique du rachis: la reconstruction tridimensionnelle de sa géométrie et la prise en compte de la biomécanique de ses structures (vertèbres, disques intervertébraux, muscles, ligaments, etc.) lors des différentes étapes chirurgicales (la pose des implants, les manœuvres peropératoires, etc.).

Le tableau 1.3 énumère les principaux modèles biomécaniques par abord postérieur selon leur approche, leur modèle rachidien, leurs conditions limites imposées et des différentes liaisons utilisées au cours des années. Ensuite, la section 1.4.2 présente une revue critique de leurs approches.

Tableau 1.3 Les modèles biomécaniques de chirurgie par abord postérieur

Type de modélisation					
Auteur(s)	Approche	Modèle spinal	Propriétés mécaniques	Conditions limites	Liaison implant-vertèbre
Stokes et Gardner-Morse ('93)	Harrington	Segments thoraciques et lombaires Géométrie préopératoire		VS: Flexion et extension, translation verticale VI: Flexion et extension	Crochets ayant deux degrés de liberté en rotation
Gardner-Morse et Stokes ('94)	CD	Sept vertèbres thoraciques avec courbure convexe droite Poutre d'Euler décentrée (Gardner-Morse, '90) Géométrie préopératoire	Mesures expérimentales (Panjabi, '76)	VL: Flexion et inflexion, translation verticale VA: translation verticale contrainte	Tige flexible composée de trois poutres. Diamètre: 7mm Distraction
LeBorgne et coll. ('98)	CD	Vertèbres, disques intervertébraux, cage thoracique et bassin Liaisons intervertébrales: deux poutres d'Euler décentrée Géométrie peropératoire stéréoradiographie (Dansereau, '90) Personnalisation avec inflexion latérale	Mesures expérimentales (Descrimes, '95)	Traction imposée comme conditions limites Bassin: Fixe	Une tige (poutres). La forme provient de mesures postopératoires Dérotation
Lafage et coll. ('04)	CDH	(LeBorgne, '98)		Traction imposée comme conditions limites	2 tiges Dérotation

Élément finis (ANSYS)

Tableau 1.3 Les modèles biomécaniques de chirurgie par abord postérieur

Type de modélisation						
Auteur(s)	Approche	Modèle spinal	Propriétés mécaniques	Conditions limites	Liaison implant-vertèbre	Tige
Patwardhan ('82)	Modèle multi-corps flexibles	N/A	Segment lombaire Vertèbres : corps rigide Liaisons intervertébrales : joints sphériques	Données expérimentales (non-publiées)	N/A	N/A
Poulin et coll. ('98)	USS	Vertèbres: corps rigide Structures intervertébrales: éléments flexibles Liaisons intervertébrales: poutre équivalente (Stokes, '90) Géométrie peropératoire stéréoradiographie (Dansereau, '90)	Mesures expérimentales (Panjabi, '76, Gardner-Morse, '90)	T1: Flexion L5: Flexion	Vis: joint fixe Crochets: joint sphérique avec ressorts en torsion	Une tige rigide, joint sphérique à l'instrumentation
Aubin et coll. ('03)	CDH	Vertèbres T4 à L3 ou L2: corps rigide Liaisons intervertébrales: éléments décentrés flexibles (Gardner-Morse, '94) Géométrie peropératoire stéréoradiographie (Dansereau, '90)		T4: Inflexion, translation verticale L3 ou L2: Inflexion	Crochets: joint <i>revolute</i>	Joint cylindrique à la tige. Une tige
Verniest et coll. ('03)	Colorado	Poulin, '98	Mesures expérimentales (Panjabi, '76)	Poulin, '98	Vis et Crochets pédiulaires: joint fixe Crochets lamaires: joint sphérique	Deux tiges rigides Translation Une vingtaine d'étapes
Petit et coll. ('03)	Colorado 2	Vertèbre: corps rigide Liaisons intervertébrales: joint sphérique avec ressorts en torsion. Personnalisation avec inflexion latérale		VS: Inflexion et flexion, translation verticale VI: Inflexion et flexion	Vis: joint fixe Crochets: joint sphérique + avec ressorts en torsion	Une tige rigide et flexible
Stirbu et coll. ('04)	CD	Poulin, '98		VI: Fixe	Vis: joint fixe Crochets: joint sphérique + avec ressorts en torsion	Deux tiges flexibles Dérotation
Luce et coll. ('04)	Colorado 2	Poulin, '98 + Liaisons intervertébrales: joint flexible field	Mesures expérimentales (Panjabi, '76; Cloutier, '04)	VS: Inflexion et flexion, translation verticale VI: Inflexion et flexion	Vis et Crochets: joint flexible field	Rigide
Modèle S3	CDH	Vertèbres thoraciques et lombaires, cage thoracique, joint flexible field Reconstruction 3D Personnalisation (Petit, '03)	Mesures expérimentales (Panjabi, '76; Cloutier, '04)	T1: Inflexion, translation verticale L5: Inflexion	Vis et Crochets: joint flexible field	2 tiges flexibles Dérotation, DAVD, Translation, Compression et Distraction

1.4.2 Discussion et analyse critique des modélisations du rachis

L'approche de modélisation

D'après le tableau 1.3, nous constatons que deux approches ont été utilisées pour modéliser le rachis scoliotique et l'instrumentation chirurgicale, soit l'approche par multi-corps flexibles et l'approche par éléments finis qui incluent à la fois la statique et la dynamique.

L'approche par éléments finis est une méthode numérique qui consiste à subdiviser en régions discrètes de formes simples les structures anatomiques, i.e.: les éléments finis. Pour la modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique, la littérature rapporte que les modèles utilisant cette approche (*Gardner-Morse et Stokes, 1994; Stokes et Gardner-Morse, 1993; LeBorgne et coll., 1998*) comportent des problèmes de convergence et des erreurs numériques (*Stokes et coll., 1999; Aubin et coll., 2003*). Ces problèmes peuvent être causés par les non-linéarités des éléments finis, par la différence de rigidité entre les éléments déformables (la matrice ne se réactualise pas) et par l'amplitude trop élevée que subissent les structures anatomiques modélisées lors de leurs déplacements (*Poulin et coll., 1998; Aubin et coll., 2003*).

Afin de contrer les difficultés de la méthode par éléments finis, *Poulin et coll. (1998)* et *Aubin et coll. (2003)* ont mis au point un modèle cinématique utilisant les mécanismes flexibles. Cette approche par multi-corps flexibles s'avère une méthode moins lourde que celle des éléments finis. Elle est simplifiée à un ensemble de corps rigides reliés par des composantes déformables (ressort, poutre) et non-déformables (les liaisons cinématiques élémentaires). Peu de problèmes de convergence sont relevés et le temps de calculs reste rapide. Son utilisation s'avère avantageux pour la simulation d'instrumentation car elle permet de régler les problèmes de convergence causés par les grands déplacements et les grandes différences de rigidité entre la colonne et l'instrumentation des modèles par éléments finis.

Poulin et coll. (1998) ont démontré la faisabilité de l'approche par multi-corps flexibles. Les simulations du modèle ont été définies à partir des étapes peropératoires ayant une influence significative sur la géométrie du rachis. Elles se divisent en deux

étapes, soit 1) le déplacement et l'accrochage des crochets et des vis sur la première tige, 2) de la rotation de la tige, 3) et du serrage.

La validation du modèle s'est faite à partir de deux approches, soit en comparant les résultats obtenus avec un modèle physique et à l'aide de données acquises lors d'une intervention chirurgicale sur un patient scoliotique. Les résultats ont démontré qu'il y avait bien une adéquation entre les modèles. Toutefois, les courbures frontales obtenues pour le modèle physique présentaient une légère surévaluation. Par contre, les corrections des courbures prédites par les simulations allaient toujours dans le même sens que les mesures expérimentales. Dans le cas du patient scoliotique, ce sont les courbures dans le plan sagittal qui ont servi de comparaison. Bien que le modèle biomécanique n'ait pas reproduit les variations des courbures aux différentes étapes, le résultat final est relativement cohérent avec les mesures expérimentales obtenues.

Aubin *et coll.* (2003) ont développé un modèle cinétique utilisant des éléments flexibles afin de remédier, encore une fois, aux problèmes rencontrés dans les modèles d'éléments finis. Les auteurs ont montré que l'approche par mécanismes flexibles du modèle cinétique apporte une représentation réaliste des manœuvres chirurgicales.

Le modèle du rachis est composé de corps rigides correspondant aux vertèbres et d'éléments flexibles représentant les structures intervertébrales. La géométrie de chaque vertèbre est connue ainsi que le comportement global des structures intervertébrales. Le modèle est personnalisé à la géométrie de trois patients scoliotiques (avec des angles de Cobb thoraciques de 45°, 49° et 39°) qui ont été opérés en utilisant l'instrumentation CDH. Trois types de radiographies (pré-, post-instrumentation et post-opératoire) ont été examinés afin d'authentifier les corrections chirurgicales et d'évaluer les résultats de la simulation. Des joints binaires et des contraintes cinématiques sont utilisés pour représenter les articulations tige-implant-vertèbre. La procédure de correction chirurgicale est simulée selon les trois étapes suivantes:

1. Lors de la translation des vis et des crochets sur la première tige, un joint prismatique (1ddl) est entre chaque implant et la tige. Après la translation, un joint cylindrique se retrouve pour la connexion des implants sur la tige.

2. Lors de la rotation de la tige jusqu'à 90°, les implants sont libres de glisser (à l'exception de T4) et de tourner sur la tige (2ddl).
3. Lors du blocage des crochets et des vis sur la tige, un joint fixe (0ddl) est à tous les implants. Le joint pivot entre le crochet et la vertèbre est remplacé par un joint sphérique. Le couple sur la tige est relâché.

Plusieurs mesures ont été utilisées pour comparer les résultats de la simulation avec les radiographies postopératoires, telles que la cyphose, l'angle de Cobb thoracique, la rotation axiale à la vertèbre apicale et l'orientation du plan de déformation maximale. La forme de la colonne vertébrale a été examinée à toutes les étapes de la simulation sur les plans coronal, sagittal et transversal. Une partie importante de la correction chirurgicale simulée est apparue dans le plan coronal pendant la phase de translation et dans les plans sagittal et transversal durant la phase de rotation de la tige. Après simulation, de légères différences inférieures à 6° ont été trouvées pour la courbure thoracique et la cyphose. La rotation axiale de la vertèbre apicale et l'orientation du plan de déformation maximale comparées à la courbure post-opératoire réelle du patient ont donné aussi de faibles différences de 1° à 8°. Les forces de réaction sur les joints implant-vertèbre furent pour la plupart inférieures à 1000 N alors que les forces totales de réaction aux conditions limites se situaient entre -7 et -470 N. Le moment de torsion maximale appliquée sur la tige fut de 1.8 Nm.

Modélisation de la liaison intervertébrale

L'élément intervertébral est la liaison (ou le joint) entre deux vertèbres consécutives et leurs propriétés mécaniques ont été caractérisées à plusieurs reprises à l'aide de tests effectués sur des rachis cadavériques (*Panjabi et coll., 1976; Stokes et coll., 1985*). Avec l'évolution des modèles biomécaniques du rachis, divers joints intervertébraux ont été développés afin d'ajuster le plus exactement possible les propriétés mécaniques. D'abord, la liaison poutre équivalente de *Poulin et coll. (1998)* s'est révélée une approximation des propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale de *Panjabi*. De plus, il est mentionné que sa personnalisation s'avère difficile (*Luce, 2004*). Ensuite, la liaison sphérique de *Patwardhan et coll. (1982)* et de *Petit et coll. (2002)* a provoqué des

forces beaucoup trop élevées car elle présente des sur-contraintes causées par la fixité du centre de rotation du joint. Le dernier est le joint field de Luce (2004) qui s'apparente à un ressort à 6 dimensions. Il utilise une grande partie des propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale à cause de sa matrice de rigidité 6X6. Il permet même de généraliser des forces tant linéaires que non-linéaires (Luce, 2004).

La tige

Certaines études ont simulé seulement la première tige en faisant l'hypothèse qu'elle n'apportait aucun changement significatif à la géométrie du rachis, seulement de la rigidité (Aubin et coll., 2003). D'autres ont simulé les deux tiges indiquant que cette dernière améliore la correction des courbures sagittales (Verniest et coll., 2003) et diminue la rotation axiale des vertèbres, particulièrement dans la région apicale (Lafage et coll., 2004). Parmi les modèles étudiés, la tige a été modélisée comme étant rigide et flexible. Une étude sur un patient (Stirbu et coll., 2003) démontre que la flexibilité de la tige pourrait avoir une influence sur le résultat des simulations, principalement dans la direction latérale.

Les conditions limites

Imposées à chaque extrémité du rachis, les conditions limites sont une simplification de la réalité. Elles sont mises en place pour bloquer les mouvements du rachis et ainsi, permettre la convergence du modèle. Plusieurs types ont été testés afin de représenter le plus adéquatement possible le comportement biomécanique réel du patient scoliotique. LeBorgne (1998) et Lafage (2004) ont imposé une traction sur T1 et sur le bassin comme conditions limites tandis que Poulin (1998) et Aubin (2003) ont reproduit le comportement du patient sur la table d'opération en fixant L5 sauf en flexion dans le plan sagittal et en contraignant T1 dans le plan transverse en gardant l'inflexion et la translation vers le haut.

Personnalisation

La personnalisation de Petit et coll. (2002) des propriétés mécaniques du rachis (paramètres de rigidité) ont été ajustées en utilisant un algorithme d'optimisation basé sur l'essai de flexion latérale. Ils concluent que la personnalisation à l'aide de la liaison

sphérique peut améliorer l'adéquation du modèle jusqu'à 50%. La personnalisation mène à la prévision de la correction qui est approximativement 1.75 fois plus près de la vraie correction mesurée sur la reconstruction post-opératoire. D'autres ont également utilisé une personnalisation mécanique à l'aide de radiographies d'inclinaison latérale (*LeBorgne et coll., 1998; Lafage et coll., 2004*). La personnalisation d'un patient spécifique reste limitée au plan frontal dû à l'acquisition seul de tests d'inflexion latérale.

S3 – Spine Surgery Simulator

Le simulateur de chirurgie du rachis (S3) est un logiciel de planification d'instrumentation chirurgicale basé sur les modèles biomécaniques de Poulin *et coll.* (1998), de Petit *et coll.* (2003), de Aubin *et coll.* (2003), suivies des améliorations de Tribu (2004) et de Luce (2004). Il nous permet d'investiguer rapidement l'effet post-instrumentation de plusieurs stratégies d'instrumentation sur les mêmes patients scoliotiques à l'aide d'une interface conviviale (figure 1.24). Plusieurs gestes chirurgicaux peuvent être simulés comme la pose de différents implants (crochets pédiculaires, transverses, supra- et infralaminaires; vis pédiculaires mono- et multi-axiales), la détermination de la localisation (niveaux de fusion) et de la trajectoire (*anatomic* ou *straight-forward*) de ces implants, le choix de la forme, du diamètre et de l'attachement de la tige, suivi des techniques peropératoires (dérotation, DAVD, cantilever, in-situ *bending*, compression et distraction).

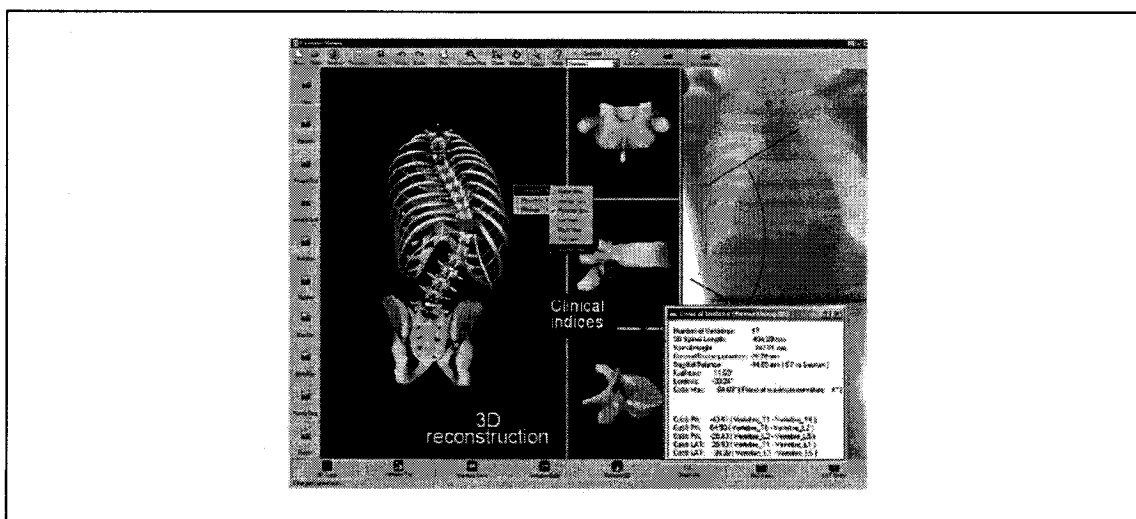


Figure 1.24 – Interface de S3

CHAPITRE 2

Rationnelle du projet et cadre méthodologique

Ce chapitre aborde la méthodologie utilisée pour la réalisation du projet, notamment un rappel des différentes notions revues et critiquées lors de l'examen de l'état des connaissances, et la présentation des hypothèses et des objectifs liés à la problématique.

Une revue des différentes notions d'anatomie du rachis, de la biomécanique de la scoliose et des modélisations biomécaniques nous a permis de faire ressortir des aspects importants qui sont directement liés à la rationnelle du projet de recherche:

1. De récentes technologies d'instrumentation permettent des possibilités accrues de correction chirurgicale.
2. La complexité de la planification chirurgicale a par conséquent augmenté, ainsi que les procédures chirurgicales.
3. Les configurations d'instrumentation optimum demeurent très controversées. Aucun choix normalisé d'instrumentation ne garantit de résultats optimaux.
4. Un compromis doit exister entre la correction des indices cliniques géométriques et les forces générées dans le rachis lors des choix d'instrumentation des chirurgiens orthopédistes.
5. Les types de courbures scoliotiques doivent être considérés comme des cas uniques à résoudre.
6. Ces choix d'instrumentations des chirurgiens-orthopédistes dépendent de leurs philosophies et de leurs expériences face à certains cas antérieurs de courbure scoliotique.
7. Le choix d'instrumentation a un effet réel sur la correction chirurgicale.
8. La plupart des études rapportent que l'utilisation des vis pédiculaires thoraciques apporte une meilleure correction que les crochets des courbures mineures et majeures dans le plan coronal.

Ces remarques nous ont aidé à élaborer l'hypothèse suivante:

«Il y a une variabilité statistiquement significative dans la stratégie d'instrumentation parmi les chirurgiens, et certains paramètres d'instrumentation ont un effet significatif sur la correction scoliotique du rachis».

En particulier:

- 1. Les vis pédiculaires permettent d'obtenir une meilleure correction 3D que les crochets, en y exerçant plus de forces et en y contrôlant plus efficacement les degrés de liberté des vertèbres.*
- 2. Les vis mono-axiales réalisent une meilleure correction 3D du rachis que les vis multi-axiales, par un meilleur contrôle ou génération de forces élevées dans le plan sagittal.*
- 3. Le nombre de niveaux de fusion a un impact important sur la correction réalisée.*

L'objectif général du projet de recherche est d'analyser les effets biomécaniques de différentes stratégies de l'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon (Medtronic Sofamor Danek, USA) sur la correction chirurgicale du rachis scoliotique. Les simulations se feront sur le modèle multi-corps flexibles développé par Aubin et coll. (2003).

Dans le cadre de cette recherche, il est prévu de réaliser les objectifs spécifiques suivants:

- Obj 1 : Documenter, analyser et classifier les stratégies préopératoires d'instrumentation de déformations scoliotiques.
- Obj 2 : Développer une fonction-objectif de la correction 3D globale de chaque stratégie d'instrumentation.

Obj 3 : Évaluer l'effet biomécanique de différentes classes de stratégies d'instrumentation chirurgicale et de niveaux de fusion d'un type donné de courbures scoliotiques à l'aide d'un modèle numérique.

La méthodologie de la recherche est divisée en trois volets:

1. À l'aide d'un questionnaire, nous avons obtenu de 32 chirurgiens seniors du *Spinal Deformity Study Group* et *fellows* de la *Scoliosis Research Society* la planification préopératoire d'instrumentation détaillée (i.e.: le nombre et le type d'implants, les niveaux d'instrumentation et de fusion, les manœuvres peropératoires) de 5 patients scoliotiques. L'analyse de variance à un facteur et à mesures répétées est utilisée pour la méthode statistique. La classification est basée sur le type d'instrumentation et sur les niveaux de fusion.
2. La fonction-objectif utilisée comprend six indices cliniques du plan frontal, sagittal et transverse. Cette fonction est pondérée à l'aide de la documentation des objectifs de correction tridimensionnelle d'une dizaine de chirurgiens seniors pour différents types de courbures scoliotiques.
3. Un modèle biomécanique multi-corps flexibles (*Aubin et coll., 2003*), implanté dans un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis, est utilisé pour la simulation de différents scénarios d'instrumentation. Le modèle est personnalisé en fonction de la géométrie réelle de patients scoliotiques. L'analyse est effectuée à l'aide d'indices cliniques et de la fonction-objectif.

Le premier objectif est réalisé à l'aide d'un article présenté au chapitre 3. Les deux derniers objectifs sont réalisés dans le second article présenté au chapitre 4. Des résultats complémentaires sont exposés aux sections 3.2 et 4.2.

CHAPITRE 3

Étude de la variabilité des stratégies d'instrumentation chirurgicale

Le premier article porte sur une étude de variabilité qui a eu cours lors du *Spinal Deformity Study Group* (SDSG) en Décembre 2004. Cette étude fait suite à l'hypothèse avancée par Aubin *et coll.* (2006) sur un plus grand nombre de chirurgiens. Cette étude est la première à recenser autant de chirurgiens-orthopédistes. Ainsi, trente-deux chirurgiens nous ont fourni leur planification préopératoire sur cinq patients scoliotiques. Ceci correspond à un excellent taux de participation de la part des membres du SDSG, compte tenu qu'il y avait une quarantaine de chirurgiens lors de la présentation du projet.

Cet article est intitulé: «*Intra and Interobserver Variability of Preoperative Planning for Surgical Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis*». Il a été soumis pour fins de publication à la revue *European Spine Journal*, le 28 août 2006. La contribution du premier auteur à la rédaction de l'article est d'environ 80%.

3.1 Article #1: European Spine Journal

Intra and Interobserver Variability of Preoperative Planning for Surgical Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis

M. Robitaille BEng^{1,2}, C.E. Aubin PhD^{1,2}, H. Labelle MD²

1. École Polytechnique de Montréal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Station "Centre-ville"
Montréal (Québec)
H3C 3A7 CANADA

2. Research Center, CHU Sainte-Justine Mother and Child University Hospital
Center, 3175, Côte Sainte-Catherine Road
Montréal (Québec)
H3T 1C5 CANADA

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, PhD, PEng.

Full Professor

& Canada Research Chair “CAD Innovation in Orthopedic Engineering”

École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Station “Centre-ville”, Montréal (Québec), H3C 3A7 CANADA

E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Phone: 1 (514) 340-4711 ext 4437; FAX: 1 (514) 340-5867

Acknowledgements

This research was assisted by support from the Spinal Deformity Study Group, and funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the Canada Research Chair Program, and by an educational/research grant from Medtronic Sofamor Danek. Special thanks to the members of the Spinal Deformity Study Group: A King, BS Richards, CE Johnston, C DeWald, C Shaffrey, C Brown, DJ Sucato, DP Roye, DW Polly, E Dawson, E Transfeldt, FJ Schwab, H Labelle, JO Sanders, JB Emans, J Braun, J Dimar, KN Ibrahim, K Bridwell, LG Lenke, MT Hresko, M Diab, PD Sponseler, RE McCarthy, SS Hu, S Berven, S Suk-II, SD Glassman, SM Mardjetko, TR Kuklo, T Lowe, V Arlet.

3.1.1 Abstract

Surgical instrumentation planning for the correction of scoliosis involves many difficult decisions, especially with the introduction of multi-segmental and other instrumentation technologies. A preliminary study has shown a high variability of planning among a small group of surgeons. The purpose of this paper was to evaluate and analyze the selection of fusion levels and instrumentation choices among experienced scoliosis surgeons. Thirty-two experienced spinal deformity surgeons were asked to provide their preferred posterior instrumentation planning for 5 patients with AIS using a graphical worksheet and the usual preoperative X-rays. Overall, the number of implants used ranged from 8 to 30 per patient (mean 16; STD 6): 71% of these were mono-axial screws, 20% multi-axial screws and 9% hooks. The selected superior and inferior instrumented vertebrae varied up to six levels. The following significant groups of strategies were identified: A- “All Pedicle Screws Constructs” [$N_A=103$; 66%]; B- “All Hooks constructs”, [$N_B=5$; 3%]; C- “Hybrid Constructs”, [$N_C=48$; 31%]. A top-to-bottom attachment sequence was selected in 49% of all cases, a bottom-up in 46% and an alternate order in 4%. A large variability of preoperative instrumentation strategy exists in AIS within an experienced group of orthopaedic spine surgeons. The impact of such choices on the resulting correction is questioned and will need to be determined with adequate clinical, biomechanical and computer simulation prospective studies.

Key words: scoliosis, spine instrumentation surgery, preoperative planning

3.1.2 Introduction

Modern instrumentation systems for the surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) have influenced the principles of management in spinal deformities. These multi-rod, screw and hook systems are designed to provide selective and three-dimensional (3D) correction of scoliotic deformities with a minimal number of fusion levels while still allowing the best possible correction.¹⁻⁵ Over the past decade, these changes have led to a re-evaluation of many rules, such as those for the selection of proximal and distal fusion levels and for the type and number of implants. The introduction of new surgical techniques such as the rod rotation maneuver⁶, cantilever and in situ rod contouring⁷ or more recently the direct apical vertebral derotation technique⁸ were also influenced by these changes. As a result, the surgical decision-making process has considerably increased in complexity, with many on-going controversies and debates over the choices of fusion levels⁹⁻¹¹, the proper guidelines for surgical correction¹²⁻¹⁵, the use of thoracic pedicle screws and their insertion techniques¹⁶⁻²⁰ as well as the risk of complications²¹⁻²² and the cost issues.^{4,23,24}

Although several clinical publications^{1-5,25,26} have attempted to evaluate the effects of different surgical strategies by reporting the experience of individual surgeons or centers, there is no clear consensus on an objective decision-making process and on the ideal treatment for an optimal correction. The surgical approach, the selection of fusion levels and the choice of the instrumentation system and the various types of constructs relies ultimately on the expertise of the surgeon, on his past experience, on his interpretation of the various rules and guidelines published on the subject and on basic biomechanical principles.

To date, few studies have analyzed the variability for the selection of instrumentation and fusion levels in AIS.⁹⁻¹¹ Lenke *et al*¹⁰ have shown an average of five proximal and four distal fusion levels chosen by 28 reviewers for seven patients with AIS. More recently, we have reported a large variability of instrumentation strategies within a small group of five spine surgeons for five AIS subjects.²⁷ In this study, the

selected superior and inferior instrumented vertebrae varied up to 6 and 5 levels respectively and the number of instrumented spinal segments varied significantly from 7 to 15 vertebrae. However, the small number of surgeons involved did not allow a proper statistical analysis in search for identifiable patterns or strategies of instrumentation and correction. Therefore, the purpose of this paper was to extend our preliminary study by recruiting a larger sample of spinal deformity surgeons, in order to further analyze the selection of fusion levels and instrumentation choices in AIS. Our working hypothesis was that a large variability would still be present but that patterns of surgical strategies would be identified within a more representative sample.

3.1.3 Materials and Methods

Five adolescent females with AIS having undergone posterior surgical instrumentation and fusion over the past 5 years were selected for evaluation. The choice of these patients was made to reflect a variety of typical curve patterns encountered in AIS (Table 3.1). Their age at surgery ranged from 13 to 18 years (mean: 15; STD 2). The curve patterns display the following typical scoliotic deformities: one right thoracic curve (Cobb: 34°) with a significant trunk shift, three right thoracic and left lumbar curves (Cobb T/L: 62°/43°, 71°/70°, 61°/40°) and one left thoracolumbar curve (Cobb: 64°). Their radiographs are shown in Figure 3.1.

Thirty-two experienced spine surgeons from the *Spinal Deformity Study Group* (SDSG), who are also Fellows of the *Scoliosis Research Society* (SRS), agreed to participate in this study. They were asked to provide their preferred posterior instrumentation planning using the Cotrel-Dubousset Horizon system (Medtronic Sofamor-Danek, Memphis TN). All surgeons received the same information in a similar fashion. Each of the 5 cases was presented in a folder as follows: an introduction section first provided the pertinent clinical information such as age, gender, weight, height, Risser grade, and was followed by a section illustrating the standard preoperative radiographs: standing posteroanterior, lateral and left and right supine side bending radiographs. All radiographs were provided with Cobb angle measurements as well as

with 3D reconstructions of the spine (frontal, sagittal and top views).^{28,29} Table 3.1 summarizes the clinical data of the patients.

Instrumentation planning by each surgeon was done using a graphical worksheet, as illustrated in Figure 3.2. Specifically, each surgeon was required to individually provide the following parameters:

- 1) implant locations (vertebral levels), implant types (transverse process, pedicular and laminar hooks; mono-axial or multi-axial screws) and, if applicable, individual screw trajectories (straight-forward or anatomic),
- 2) rod shape in the frontal and sagittal planes, as they would be inserted in their initial position before any rod maneuver,
- 3) parameters for each individual rod insertion and maneuvers (attachment order, degree of rod rotation and direction, cantilever correction, amount of in-situ bending or direct apical vertebral derotation (DAVD)),
- 4) vertebral levels where compression and distraction forces would be applied,
- 5) any other maneuver and comments.

Statistical analyses of these variables were performed using Statistica 6.0. (StatSoft, Inc. 2001. data analysis software system) and SPSS 13.0. (SPSS, Inc. analytical software). Difference in the number of fusion levels used between the instrumentation groups was evaluated with an analysis of variance (ANOVA) one-way. The effect of scoliotic curves and surgeons on instrumentation choices (the number of instrumented levels, the number of implants, the selection of proximal and distal levels) were assessed with ANOVA one-factor repeated measures. Statistical significance was set at $P < 0.05$.

A complementary study was conducted in a subgroup of 6 surgeons to determine intraobserver variability. On two separate occasions, at one year interval, these surgeons were asked to provide the same information using the same protocol for three of the cases (1, 3 and 5).

3.1.4 Results

Among a possibility of 160 planning cases (32 surgeons, each proposing an instrumentation strategy for 5 patients), a total of 156 different instrumentation strategies were provided. Four surgeons indicated, in their opinion, that patient 1 was not a suitable candidate for surgical treatment and therefore did not submit an instrumentation strategy in this particular case.

The compression and distraction forces on vertebral levels as well as the other maneuvers and comments (items 4 and 5, in the methods and material) suggested by the surgeons were not considered in the results (missing values). For the measured parameters (items 1, 2 and 3), no complete agreement between surgeons could be detected in any of the cases studied.

Overall, an average of twelve different selections of vertebral fusion levels (T2-L2, T3-L2, T4-L3, etc) were noted per patient (mean: 12.2; STD 1.3). The number of instrumented levels per case varied from 7 to 16 vertebrae (mean: 11.2; STD 2.1). As shown in Table 3.2, the variation of the upper instrumented and fused level ranged from 5 to 6 levels. Patients 3 and 5 had the largest distribution with 6 different upper levels of fusion selected. The smallest variability was for patient 1 where 72% of the surgeons chose either T4 or T5 in equal proportion. The most frequently selected upper instrumented vertebral levels were the upper end vertebra (UEV) and one level above (UEV+1) for patient 1, UEV+1 for the patient 4, two levels above (UEV+2) for patient 3, UEV+2 and three levels above (UEV+3) for patient 5 and UEV+3 for the patient 2. The lowest instrumented and fused vertebra ranged from 3 to 6 levels. Patient 3 had the highest agreement with 75% of the surgeons selecting L4. The most frequently selected lowest instrumented vertebra was the lower end vertebra (LEV) and one level above (LEV+1) for patient 1, one level below (LEV-1) for patients 4 and 5, two levels below (LEV-2) for patient 2, and four levels below (LEV-4) for the patient 3.

The selection of the curves to be instrumented was also investigated (Table 3.3). Those curves (proximal thoracic, main thoracic and lumbar/thoracolumbar) were defined

by the end vertebrae of each curve. Seventy-nine percent of the surgeons proposed to fuse only the thoracic curve (T) for patient 1. For patient 2, 63% recommended to fuse the proximal thoracic curve (PT) in addition to the main thoracic curve, while a majority (78%) of surgeons suggested avoiding fusion of the thoracolumbar/lumbar curve (TL/L). For patient 3, 37% recommended fusion of the PT and 88% of the TL/L curves. The largest variation was noted for patient 4 where the choice to fuse or not the PT and TL/L was equally divided between the surgeons (47% suggested to fuse PT and 44% fuse TL/L). For patient 5, 37% of surgeons fused the PT in addition to the MT, and 81% avoided the fusion of the TL/L curve.

As shown in Table 3.4, the number of implants proposed by the surgeons ranged from 8 to 30 per patient (mean: 16.4; STD 5.8). The distribution was the following:

- on the proximal thoracic segment: 62% of selected implants were mono-axial screws (MoAS), 15% multi-axial screws (MuAS) and 21% hooks,
- on the main thoracic segment: 71% were MoAS, 19% MuAS and 10% hooks,
- on the thoracolumbar/lumbar segment: 57% were MoAS, 40% MuAS and 3% hooks.

The straight-forward screw trajectory was preferred over the anatomical trajectory by 94% of the surgeons.

Analysis of the global instrumentation strategies revealed nine different classes of design constructs distributed in three major groups (Table 3.5):

A- "*All Pedicle Screws Constructs*", [$N_A = 103$; 66%];

A1: 35% "*All MoAS*",

A2: 9% "*All MuAS*",

A3: 9% "*MoAS thoracic - MuAS lumbar*",

A4: 7% "*MuAS on upper fusion levels (UFL) and lowest fusion levels (LFL) only*",

A5: 6% others;

- B- “*All Hooks Constructs*”, [$N_B = 5$; 3%];
- C- “*Hybrid (hooks and lumbar screws) Constructs*”, [$N_C = 48$; 31%];
 - C1: 12% “*Hooks thoracic - MoAS lumbar*”,
 - C2: 8% “*Hook on UFL only*”,
 - C3: 4% “*Hooks thoracic - MuAS lumbar*”,
 - C4: 6% others.

Half of the surgeons used similar classes of design constructs (A1, A2, C1, etc.) for all 5 cases, while the remainder had more adapted strategies for each case. No significant difference was identified regarding the extent of the selected fusion levels between the “All Pedicle Screws Constructs” and the “Hybrid Constructs” groups ($P = 0.252$).

For all patients combined, a top-to-bottom attachment sequence was selected in 49% of all cases, a bottom-up in 46% and an alternate order in 4%. For the intra-operative reduction maneuver, 35% of the surgeons selected a 90° rod rotation, 5% a rod translation technique, 40% a DAVD and 21% a cantilever.

The scoliotic curve type had a significant effect on the number of instrumented levels ($P < 0.001$), the number of implants ($P < 0.001$), the upper fusion levels ($P < 0.001$) and the lowest fusion levels ($P < 0.001$). The effect of surgeons was significant on the number of instrumented levels ($P < 0.001$), the number of implants ($P < 0.001$) and the upper fusion levels ($P < 0.001$). However, no significant effect of surgeons was revealed on the lowest fusion levels ($P > 0.05$).

For the intraobserver study, no complete agreement could be detected between the two preoperative planning (instrumentation design construct, proximal and distal levels, rod shapes as well as rod maneuver) performed by the same surgeons for each patient (Figure 3.4). One surgeon initially proposed an instrumentation strategy for patient 1, while he decided not to operate the patient on the second occasion. For the selection of vertebral fusion levels, 71% of the surgeons proposed different proximal levels between

the two assessments, and 35% proposed different distal vertebral fusion levels. An average of two different levels for the selection of proximal and distal levels was noted. 71% of the surgeons adopted a different instrumentation strategy. One surgeon, for example, has given up the “All Hooks Construct” for the “All Pedicle Screws Construct” for all three patients at his second assessment.

3.1.5 Discussion

This study attempted to capture the complexity in the decision-making process for the surgical correction of AIS using a posterior instrumentation and fusion of the spine in a large group of experienced spinal surgeons. The results confirm the findings of our preliminary study²⁷ and demonstrate a large intersurgeon variability for the preoperative selection of instrumentation levels and fusion planning. In addition, different instrumentation and selection of fusion levels strategies were noted according to the curve type pattern. Based on these findings, preoperative planning for AIS appears to be both surgeon and curve type dependant, as demonstrated by the ANOVA. Furthermore, it is clearly surgeon dependant since none of the surgeons selected exactly the same plan for any of the curve types. It is also curve dependant since half of the surgeons adopted a different strategy depending on the curve type. Finally, this study has documented an intra-surgeon variability indicating that surgeons will not necessarily always adopt the same strategy when exposed to the same case at a one year interval. This can at least in part be explained by the recent increase used of thoracic pedicle screws.

Two crucial issues are raised by our findings: first, what is the cause of this variability in surgical strategy among spinal surgeons? And more importantly, what are the consequences of this variability on the outcome of treatment? Do screw constructs provide a better correction and outcome than hook or hybrid constructs? What is the effect of a change in one or two levels of instrumentation and fusion levels on the outcome for the patient? Should planning of surgery be curve type specific? What is the importance of saving fusion levels in the lumbar spine and in the proximal thoracic spine?

The probable answer to the first question is that the variability can be largely explained not only by changes of strategies caused by recent technological innovations, but also by the historical controversy concerning which curves should be fused. Indeed, appropriate fusion levels have always remained a debated issue in the preoperative planning of AIS, as evidenced by the different rules proposed over time, which have evolved according to the curve classification,^{9,15,30} the end, neutral and stable vertebrae of the curves³¹ and for a given instrumentation system concept.³²⁻³⁴ For instance, King's criteria are that the curve should be fused from the neutral to the stable vertebrae when using Harrington instrumentation.³⁰ On the other hand, with the Cotrel-Dubousset instrumentation, Richards *et al*³³ proposed fusing one segment distal to the stable vertebra in most King Type II curves. Conversely, Lenke *et al*³⁴ suggested fusion levels from the neutral vertebra to the stable vertebra (in true King Type II curve). More recently, for single thoracic curves using pedicle screws, Suk *et al*³¹ proposed a selective thoracic fusion from one level above the upper end vertebra to the distal neutral vertebra. Puno *et al*¹² reported better radiographic results as compared with others which did not follow the Lenke classification system.³⁵

Moreover, we hypothesize that the cause of variability is multi-factorial and can be explained by many other contributing factors:

- 1) the known inter- and intraobserver variability⁹ in current curve classifications systems which may change the surgeon's plan for a specific curve type,
- 2) previous experience and training of each surgeon,
- 3) differing objectives for correction of scoliotic deformities among surgeons³⁶,
- 4) differing interpretations of the importance of published criteria for the planning of surgery in AIS,
- 5) inadequate interpretation by a surgeon of the criteria currently proposed in the literature and,
- 6) other indefinite causes.

One main limitation of this study is the inability to reproduce a real operating room situation. The surgeons were asked to provide their posterior instrumentation planning using only the preoperative and supine side bending radiographs, while in a real clinical situation changes in planning can be made according to intra-operative findings or per-operative X-rays. However, our findings represent the proposed strategies that reflect instrumentation objectives.

Do the intra- and intersurgeon variations observed in this study affect the correction and outcome of treatment? The answer to this question remains unknown and in our opinion can only be solved in two complementary ways: first, by large multi-center studies on the outcome of treatment that will compare the long term outcome of treatment in a large number of subjects and among a large number of surgeons, and second by the use of biomechanical models to compare the simulated results of various surgical strategies on the same patient and curve types.³⁷⁻³⁹

3.1.6 Conclusion

This study confirms that a large variability of instrumentation strategies exists among experienced spine surgeons for patients with AIS. Planning for posterior instrumentation is both surgeon and curve type dependant. We hypothesize that this variability may be attributed to different objectives for correction, variability in curve classification, personal surgeon's preferences based on their previous experience, the flexibility and numerous options allowed by the modern multi-segmental instrumentation systems as well as the current lack of clearly defined strategies with modern instrumentation systems. To our knowledge, the exact cause of this variability is unclear and the impact of different surgical strategies on the correction should be seriously questioned. Further investigation with multicenter outcome studies and computer simulations is needed.³⁷⁻³⁹

3.1.7 References

- [1] Liljenqvist UR, Lepsien U, Hackenberg L, et al. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J* 2002;11:336-43.
- [2] Liljenqvist UR, Halm HF, Link TM. Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis. *Spine* 1997;22:2239-45.
- [3] Suk SI, Lee CK, Kim WJ, et al. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 1995;20:1399-405.
- [4] Lenke LG. Debate: Resolved, a 55° right thoracic AIS curve should be treated by posterior spinal fusion and segmental instrumentation using thoracic pedicle screws. *J Pediatr Orthop* 2004;24:329-34.
- [5] Helenius I, Remes V, Yrjönen T, et al. Harrington and Cotrel-Dubousset instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Long-term functional and radiographic outcomes. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:2303-9.
- [6] Dubousset J, Cotrel Y, et al. Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. *Clin Orthop* 1991;264:103-10.
- [7] Chang KW. Cantilever bending techniques for the treatment of large and rigid scoliosis. *Spine* 2003;28:2452-8.
- [8] Lee SM, Suk S, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004;29:343-9.
- [9] Lenke LG, Betz RR, Bridwell KH, et al. Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:1097-106.
- [10] Lenke LG, Betz RR, Haheer TR, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine* 2001;26:2347-53.
- [11] Lonstein JA. Decompensation with Cotrel-Dubousset instrumentation: a multi-center study. *Orthop Trans* 1992;16:158.

- [12] Puno RM, An KC, Puno RL, et al. Treatment recommendations for idiopathic scoliosis: an assessment of the Lenke classification. *Spine* 2003;28:2102-14.
- [13] Krismer M, Bauer R, Sterzinger W, et al. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three-dimensional correction. *Spine* 1992;17:263-9.
- [14] Sufflebarger HL, Clark CE. Fusion levels and hook patterns in thoracic scoliosis with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine* 1990;15:916-20.
- [15] Qiu G, Zhang J, Wang Y, al. A new operative classification of idiopathic scoliosis: a peking union medical college method. *Spine* 2005;30:1419-26.
- [16] Barber JW, Boden SD, Ganey T, et al. Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? *J Spinal Discord* 1998;11:215-20.
- [17] Lehman RA, Polly DW, Kuklo TR, et al. Straight-forward versus anatomic trajectory techniques of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis. *Spine* 2003;28:2058-65.
- [18] Lehman RA, Kuklo TR. Use of the anatomic trajectory for thoracic pedicle screw salvage after failure/violation using the straight-forward technique: a biomechanical analysis. *Spine* 2003;28:2072-7.
- [19] Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH et al. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? *Spine* 2004;29:333-42.
- [20] Storer SK, Vitale MG, Hyman JE, et al. Correction of adolescent idiopathic scoliosis using thoracic pedicle screw fixation versus hook constructs. *J Pediatr Orthop*. 2005;25:415-9.
- [21] Suk SI, Kim WJ, Lee SM, et al. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? *Spine* 2001;26:2049-2057.
- [22] Rinella AS, Lenke LG. Complication associated with thoracic pedicle screws. *Semin Spine Surg: Complications in Spine Surgery*, Alex Vaccaro (ed) 2002;14: 125-35.

- [23] Potter B, Lehman RA, Kuklo, et al. Anatomy and biomechanics of thoracic pedicle screw instrumentation. *Current Opinion in Orthopedics* 2004;15:133-144.
- [24] Rohmiller MT, Newton PO, Merola A, et al. Does correlation exist between instrumentation type, number of fixation points, and cost in the surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis? SRS 39TH Annual Meeting, Buenos Aires, Argentina, 2004.
- [25] Kuklo TR, Potter BK, Polly DW, et al. Monoaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2005;15:2113-20.
- [26] Kim YJ, Lenke LG, Kim J, et al. Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2006;31:291-8.
- [27] Aubin CE, Labelle H, Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2006;14:1-8.
- [28] Aubin CE, Descrimes JL, Dansereau et al. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method (in French). *Ann Chir* 1995;49:749-61.
- [29] Delorme S, Petit Y, De Guise JA, et al. Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:989-98.
- [30] King HA, Moe JH, Bradford DS, et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:1302-13.
- [31] Suk SI, Lee SM, Chung ER, et al. Determination of distal fusion level with segmental pedicle screw fixation in single thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 2003;28:484-91.
- [32] Harrington, PR. Technical details in relation to the successful use of instrumentation in scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1972;3:49-67.

- [33] Richards BS, Birch JG, Herring JA, et al. Frontal and sagittal plane balance following Cotrel-Dubousset instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine* 1989;14:733-7.
- [34] Lenke LG. Posterior scoliosis correction of King II curves: Hooks and rods. *Surgical Techniques of the Spine*. Haheer TR, Merola AA (eds), New York, New York, Theime, pp 145-151, 2003.
- [35] Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1169-81.
- [36] Aubin CE, Robitaille M, Ciolofan OC, et al. What are the goals of surgical correction in adolescent idiopathic scoliosis? 12th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Banff, Alberta, Canada, 2005.
- [37] Aubin CE, Petit Y, Stokes IAF, et al. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical engineering* 2003;6:27-32.
- [38] Aubin CE, Goussev V, Petit Y. Biomechanical Modeling of Segmental Instrumentation for Surgical correction of 3D Spinal Deformities Using Euler-Bernoulli Thin-Beam Elastic Deformation Equations. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2004;42:216-21.
- [39] Robitaille M, Aubin CE, Labelle H. Effects of Alternative Instrumentation Strategies in Adolescent Idiopathic Scoliosis, 41st Annual meeting of the Scoliosis Research Society, Monterey CA, September 14-16, 2006.

3.1.8 Figure and Table Captions

Figure 3.1 Preoperative PA, lateral, and side bending radiographs of the five patients.

Figure 3.2 Graphical worksheet provided from survey show all necessary items for indicating the preferred posterior instrumentation configuration.

Figure 3.3 Interobserver variability of instrumentation strategies proposed by the 32 surgeons for patient 3.

Figure 3.4 Intraobserver variability of instrumentation strategies proposed by the 6 surgeons on the three patients.

Table 3.1 Demographic data and preoperative curve characteristics of the five patients.

Table 3.2 Selected fusion levels based on end vertebrae.

Table 3.3 Selection of fusion curves based on end vertebrae.

Table 3.4 Summary of selected types of implants.

Table 3.5 Number of cases for the different classes of instrumentation strategies.

Figure 3.1

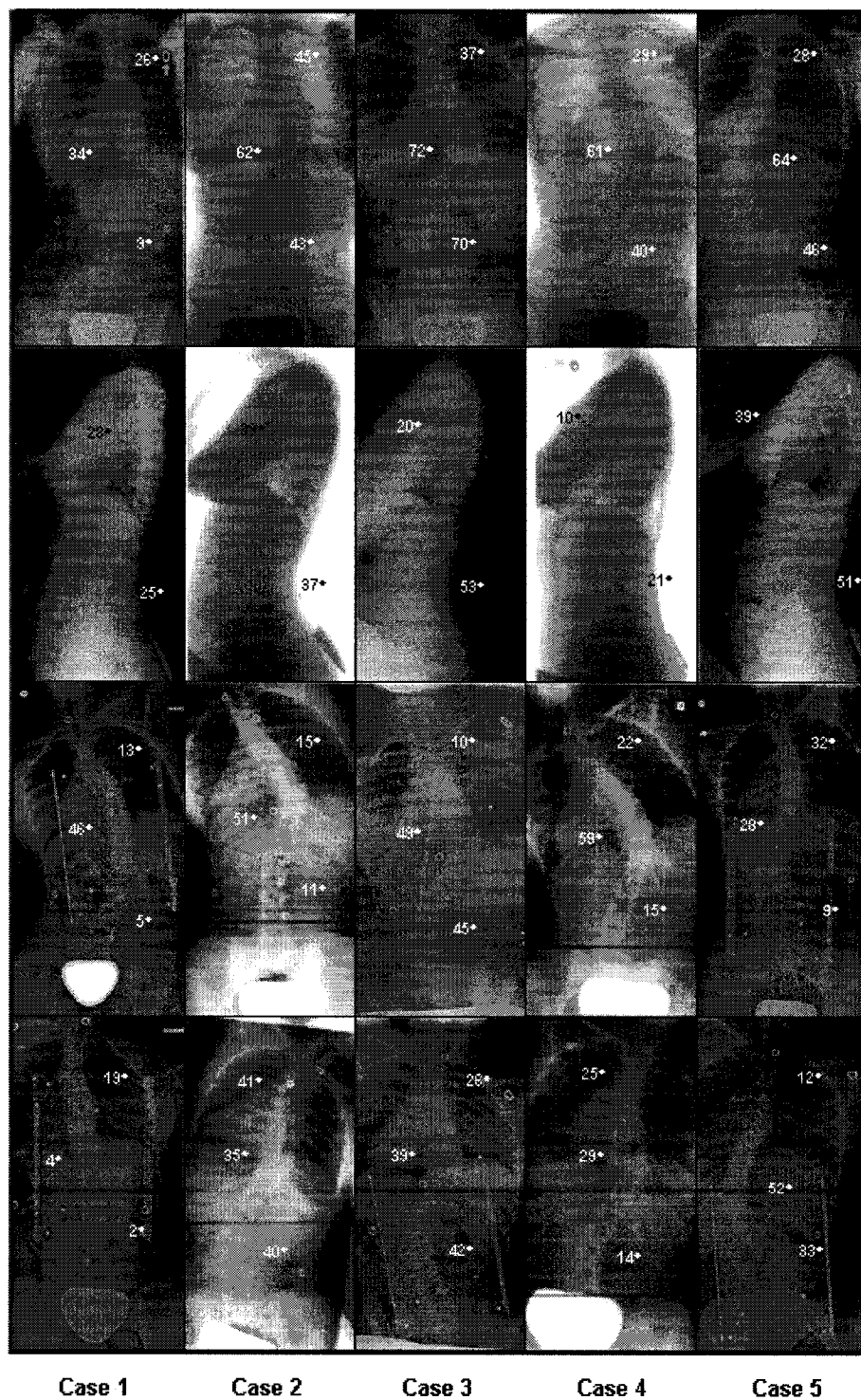


Figure 3.2

Study of Instrumentation Strategies in AIS
(C.E. Aubin, H. Labelle, M. Robitaille)



Patient 1

Surgeon Name : _____

1 Define the implant type and location

	Left Side										Right Side									
	Mono-axial Screw		Bilateral		Pedicle		Lamina		Transv. P.		Mono-axial Screw		Bilateral		Pedicle		Lamina		Transv. P.	
	Sta	Ana	Sta	Ana	Inf	Sup	Inf	Sup	Inf	Sup	Sta	Ana	Sta	Ana	Inf	Sup	Inf	Sup	Inf	Sup
T1																				
T2																				
T3																				
T4																				
T5																				
T6																				
T7																				
T8																				
T9																				
T10																				
T11																				
T12																				
L1																				
L2																				
L3																				
L4																				
L5																				

* Orientation: Sta = straight-forward; ana = anatomic

4

Study of Instrumentation Strategies in AIS
(C.E. Aubin, H. Labelle, M. Robitaille)

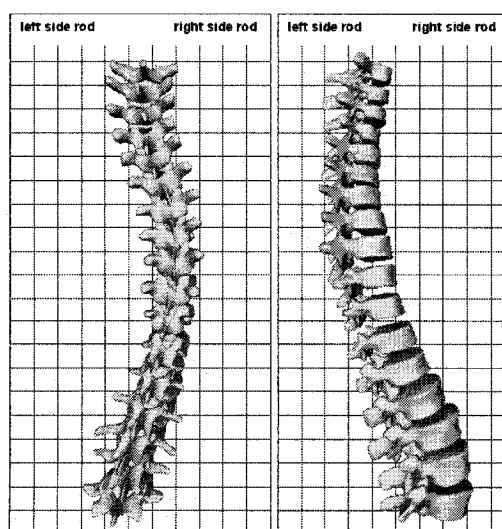


Patient 1

Surgeon Name : _____

2 Draw rod shapes as installed

(in their initial position before any maneuver)



4 Indicate compression/distraction (if any)

3 Rod Installation & Maneuvers

Left side rod

• Attachment order: ☐ Bottom up ☐ Top down
☐ Other sequence

• Rod rotation: _____ degrees

• Direction: ☐ Right to back
☐ Left to back

• Other maneuver: ☐ cantilever
☐ DAVD
☐ _____

Right side rod

• Attachment order: ☐ Bottom up ☐ Top down
☐ Other sequence

• Rod rotation: _____ degrees

• Direction: ☐ Right to back
☐ Left to back

• Other maneuver: ☐ cantilever
☐ DAVD
☐ _____

5 Indicate other maneuver & comments:

_____ 5

Figure 3.3

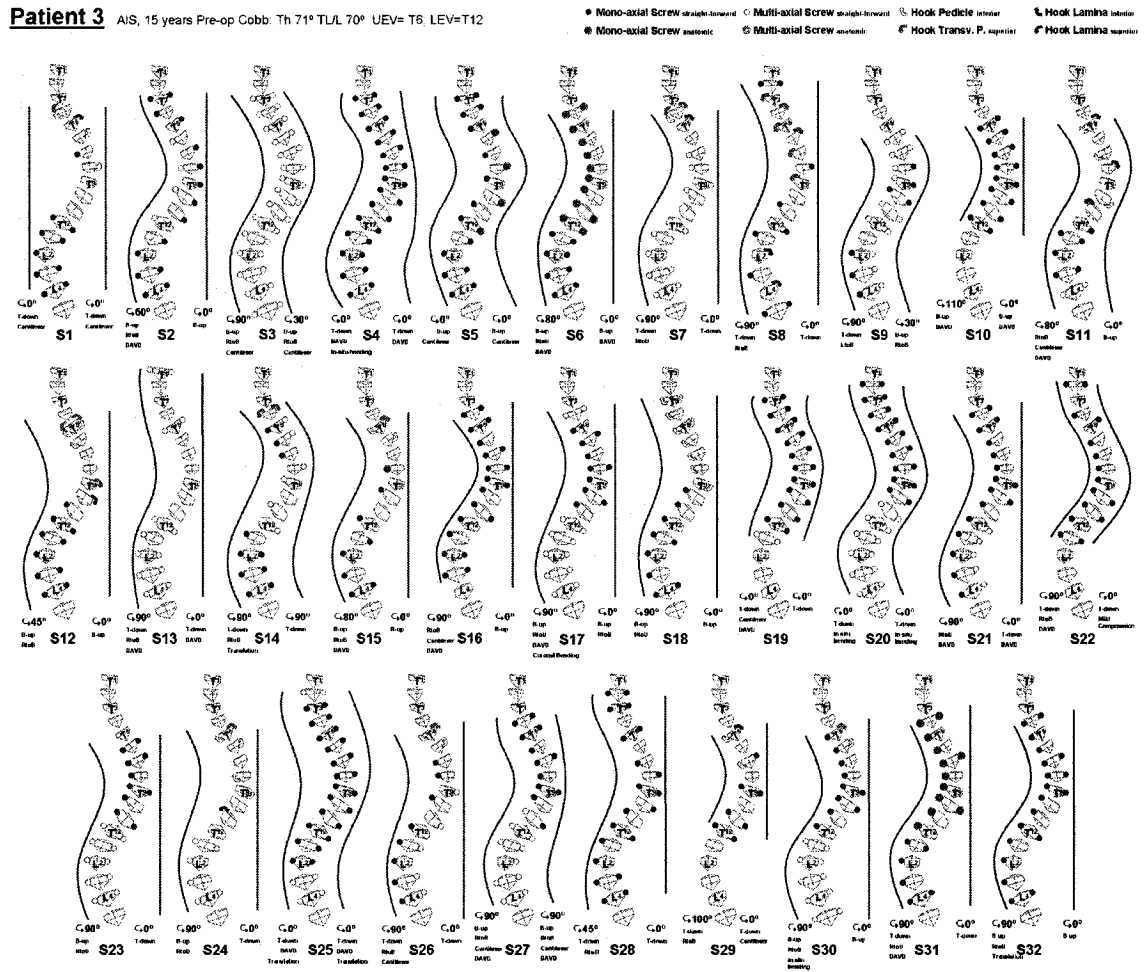


Figure 3.4

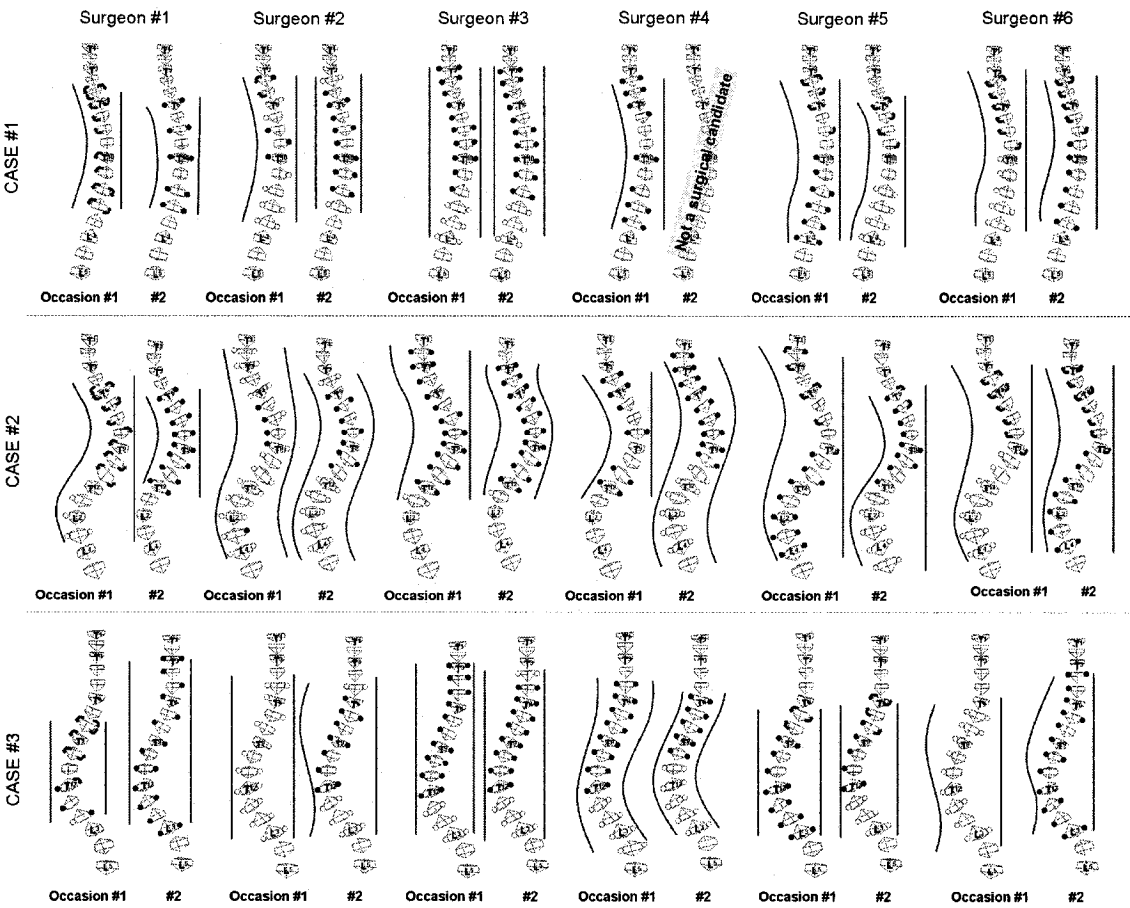


Table 3.1

Patients No.	1	2	3	4	5
Age* (yrs)	18	16	15	13	13
Lenke Type	1A	2B	3C	3B	5C
Proximal thoracic Cobb angle	26°	45°	37°	29°	28°
Main thoracic Cobb angle	34°	62°	71°	61°	64°
Thoracolumbar/ Lumbar Cobb angle	9°	43°	70°	40°	46°
Kyphosis angle	40°	46°	27°	33°	37°
Lordosis angle	25°	37°	53°	21°	51°

* At surgery

Table 3.2

	Patient No.					All patients combined
	1 [n ₁ =28]*	2 [n ₂ =32]	3 [n ₃ =32]	4 [n ₄ =32]	5 [n ₅ =32]	
Number of instrumented levels	10.6 ± 1.4 [8-13]	11.0 ± 1.7 [8-14]	12.8 ± 1.9 [8-16]	10.9 ± 1.8 [8-15]	10.8 ± 1.7 [7-14]	
<i>U/V</i>	ΔT2-T6	ΔT1-T5	ΔT1-T6	ΔT2-T6	ΔT3-T8	
UEV +5			1 (3%)	3 (9%)		4 (3%)
UEV +4		4 (13%)	5 (16%)	4 (13%)	3 (9%)	16 (10%)
UEV +3	1 (4%)	10 (31%)	6 (19%)	8 (25%)	9 (28%)	34 (22%)
UEV +2	4 (14%)	6 (19%)	10 (31%)	7 (22%)	9 (28%)	36 (23%)
UEV +1	10 (36%)	8 (25%)	8 (25%)	10 (31%)	4 (13%)	40 (26%)
UEV	10 (36%)	4 (13%)	2 (6%)		4 (13%)	20 (13%)
UEV -1	3 (11%)				3 (9%)	6 (4%)
<i>L/V</i>	ΔL1-L4	ΔT12-L3	ΔT12-L5	ΔL1-L4	ΔL2-L4	
LEV +1	10 (36%)					10 (6%)
LEV	10 (36%)		2 (6%)	2 (6%)	5 (16%)	19 (12%)
LEV -1	7 (25%)	10 (31%)	2 (6%)	16 (50%)	21 (66%)	56 (36%)
LEV -2	1 (4%)	15 (47%)	0 (0%)	12 (38%)	6 (19%)	34 (22%)
LEV -3		5 (16%)	1 (3%)	2 (6%)		8 (5%)
LEV -4		2 (6%)	24 (75%)			26 (17%)
LEV -5			3 (9%)			3 (2%)

*Four surgeons indicated that patient 1 was not a candidate for surgical treatment

UIV = Upper Instrumented Vertebra; LIV = Lowest Instrumented Vertebra; UEV/LEV = Upper/Lower End Vertebra.

Table 3.3

	Patient No.				
	1	2	3	4	5
PT	5 (18%)	20 (63%)	12 (37%)	15 (47%)	12 (37%)
MT	22 (79%)	10 (31%)	2 (6%)	12 (38%)	17 (53%)
TL/L	1 (4%)	7 (22%)	28 (88%)	14 (44%)	6 (19%)
PT + MT	5 (18%)	15 (47%)	2 (6%)	6 (19%)	9 (28%)
MT + TL/L	1 (4%)	2 (6%)	18 (56%)	5 (16%)	3 (9%)
PT + MT + TL/L	0 (0%)	5 (16%)	10 (31%)	9 (28%)	3 (9%)

PT= Proximal thoracic; MT= Main thoracic; TL/L= Thoracolumbar/Lumbar.

Table 3.4

	Patient No.					All patients combined
	1	2	3	4	5	
Total number of implants per patient	14.9 ± 4.6 [8-26]	15.8 ± 5.4 [8-26]	19.1 ± 5.1 [10-30]	16.0 ± 4.6 [8-28]	16.4 ± 3.4 [11-23]	16.4 ± 5.8 [8-30]
<i>Proximal thoracic curve segment</i>						
Number of implants per patient	1.2 ± 1.4 [0-4]	3.0 ± 1.8 [0-6]	3.8 ± 1.9 [0-8]	3.9 ± 2.0 [2-10]	2.8 ± 1.9 [0-7]	2.9 ± 2.0 [0-10]
Nb Screws	1.0 ± 1.4 [0-4]	2.3 ± 2.1 [0-6]	2.8 ± 2.5 [0-8]	3.2 ± 2.6 [0-10]	2.3 ± 2.1 [0-7]	2.3 ± 2.3 [0-10]
mono-axial	61%	65%	61%	65%	63%	62%
multi-axial	21%	13%	13%	16%	19%	15%
Nb Hook	0.2 ± 0.7 [0-3]	0.7 ± 1.2 [0-4]	1.0 ± 1.5 [0-5]	0.7 ± 1.1 [0-4]	0.5 ± 1.1 [0-4]	0.6 ± 1.2 [0-5]
pedicle	8%	9%	12%	7%	9%	9%
lamina	0%	6%	3%	2%	1%	3%
transv. ped.	11%	7%	12%	9%	8%	9%
<i>Main thoracic curve segment</i>						
Number of implants per patient	11.3 ± 5.6 [0-20]	9.1 ± 3.1 [4-14]	9.2 ± 3.5 [2-14]	9.4 ± 2.8 [4-14]	11.6 ± 2.9 [6-16]	10.1 ± 3.8 [0-20]
Nb Screws	9.9 ± 6.3 [0-20]	8.0 ± 4.4 [0-14]	8.4 ± 4.4 [0-14]	8.6 ± 4.0 [0-14]	10.9 ± 3.8 [3-16]	9.2 ± 4.8 [0-20]
mono-axial	68%	73%	73%	73%	71%	71%
multi-axial	19%	15%	19%	18%	23%	19%
Nb Hook	1.4 ± 2.3 [0-8]	1.1 ± 1.9 [0-9]	0.8 ± 1.3 [0-4]	0.9 ± 1.8 [0-6]	0.6 ± 1.4 [0-4]	0.9 ± 1.8 [0-8]
pedicle	7%	6%	5%	6%	3%	6%
lamina	2%	2%	1%	2%	2%	2%
transv. ped.	2%	3%	1%	2%	1%	2%
<i>Thoracolumbar/lumbar curve segment</i>						
Number of implants per patient	0.5 ± 0.9 [0-2]	3.7 ± 1.7 [2-8]	6.2 ± 2.4 [0-10]	2.7 ± 1.4 [0-6]	2.0 ± 1.1 [0-4]	3.0 ± 2.5 [0-10]
Nb Screws	0.4 ± 0.8 [0-2]	3.5 ± 1.9 [0-8]	6.1 ± 2.4 [0-10]	2.6 ± 1.5 [0-6]	2.0 ± 1.1 [0-4]	2.9 ± 2.5 [0-10]
mono-axial	25%	69%	53%	56%	55%	57%
multi-axial	63%	27%	46%	39%	44%	40%
Nb Hooks	0.1 ± 0.4 [0-2]	0.2 ± 0.6 [0-3]	0.1 ± 0.4 [0-2]	0.1 ± 0.5 [0-2]	0.0 ± 0.2 [0-1]	0.1 ± 0.4 [0-3]
lamina	13%	4%	1%	5%	2%	3%

Table 3.5

	Patient No.				
	1	2	3	4	5
A- All Pedicle Screws Constructs	17 (61%)	20 (63%)	20 (63%)	21 (66%)	25 (78%)
A1 All MoAS	9 (32%)	12 (38%)	9 (28%)	11 (34%)	13 (41%)
A2 All MuAS	3 (11%)	3 (9%)	2 (6%)	3 (9%)	3 (9%)
A3 MoAS <i>thoracic</i> – MuAS <i>lumbar</i>	2 (7%)	1 (3%)	3 (9%)	4 (13%)	4 (13%)
A4 MuAS on UFL and LFL only	2 (7%)	2 (6%)	2 (6%)	2 (6%)	3 (9%)
A5 Miscellaneous	1 (4%)	2 (6%)	4 (13%)	1 (3%)	2 (6%)
B- All Hooks Constructs	1 (4%)	2 (6%)	0 (0%)	2 (6%)	0 (0%)
C- Hybrid Constructs	10 (36%)	10 (31%)	12 (38%)	9 (28%)	7 (22%)
C1 Hooks <i>thoracic</i> – MoAS <i>lumbar</i>	5 (18%)	4 (13%)	4 (13%)	2 (6%)	3 (9%)
C2 Hook on UFL only	3 (11%)	3 (9%)	4 (13%)	3 (9%)	0 (0%)
C3 Hooks <i>thoracic</i> – MuAS <i>lumbar</i>	1 (4%)	0 (0%)	1 (3%)	3 (9%)	2 (6%)
C4 Miscellaneous	1 (4%)	3 (9%)	3 (9%)	1 (3%)	2 (6%)

MoAS= Mono-axial screws; MuAS= Multi-axial screws; UFL= Upper fusion levels; LFL= Lowest fusion levels;
 AV= Apical vertebra.

Note: The values are the number of surgeons, and the percentage in parentheses.

3.2 Résultats complémentaires

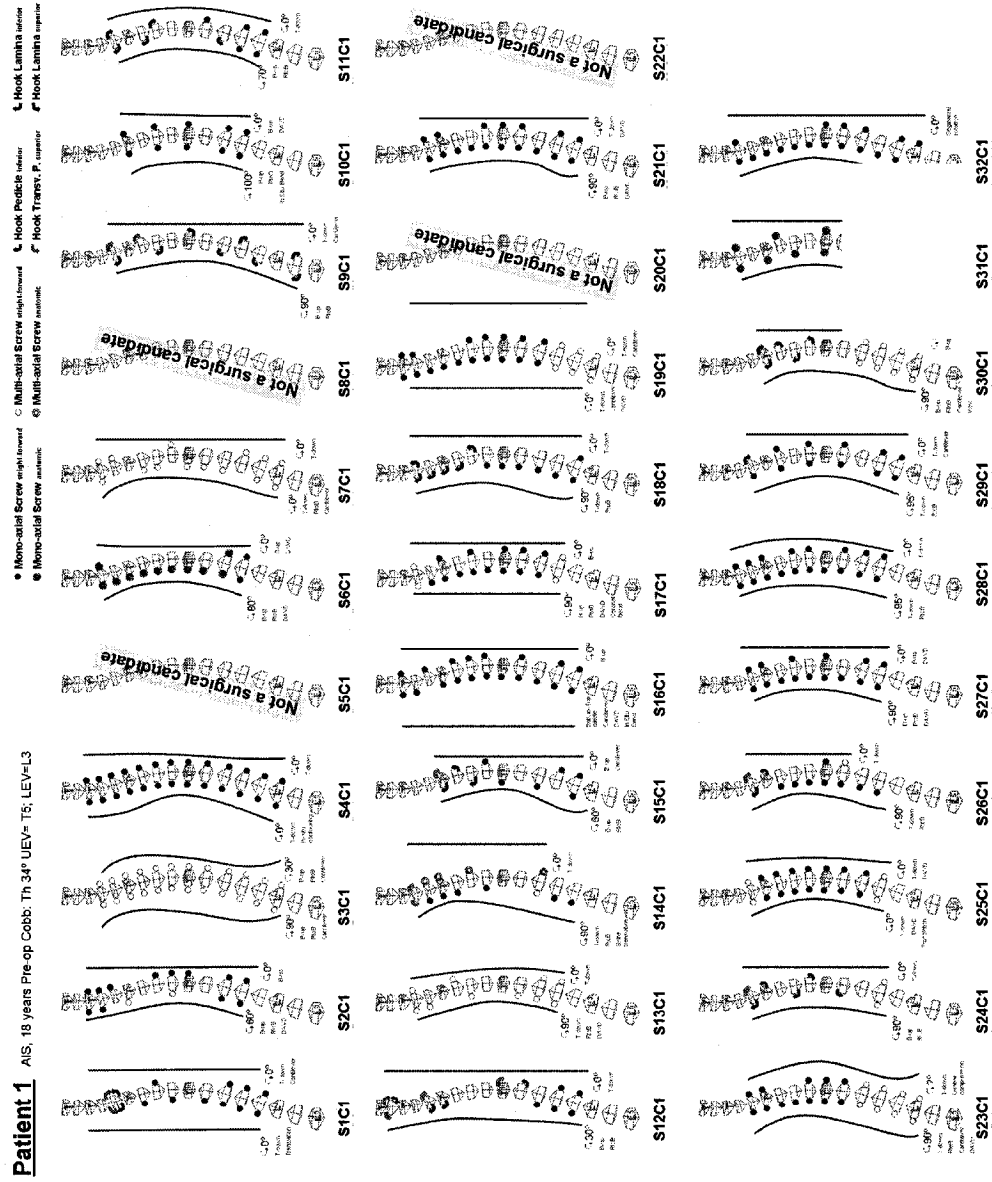


Figure 3.5 – Patient 1, les 32 stratégies d'instrumentation.

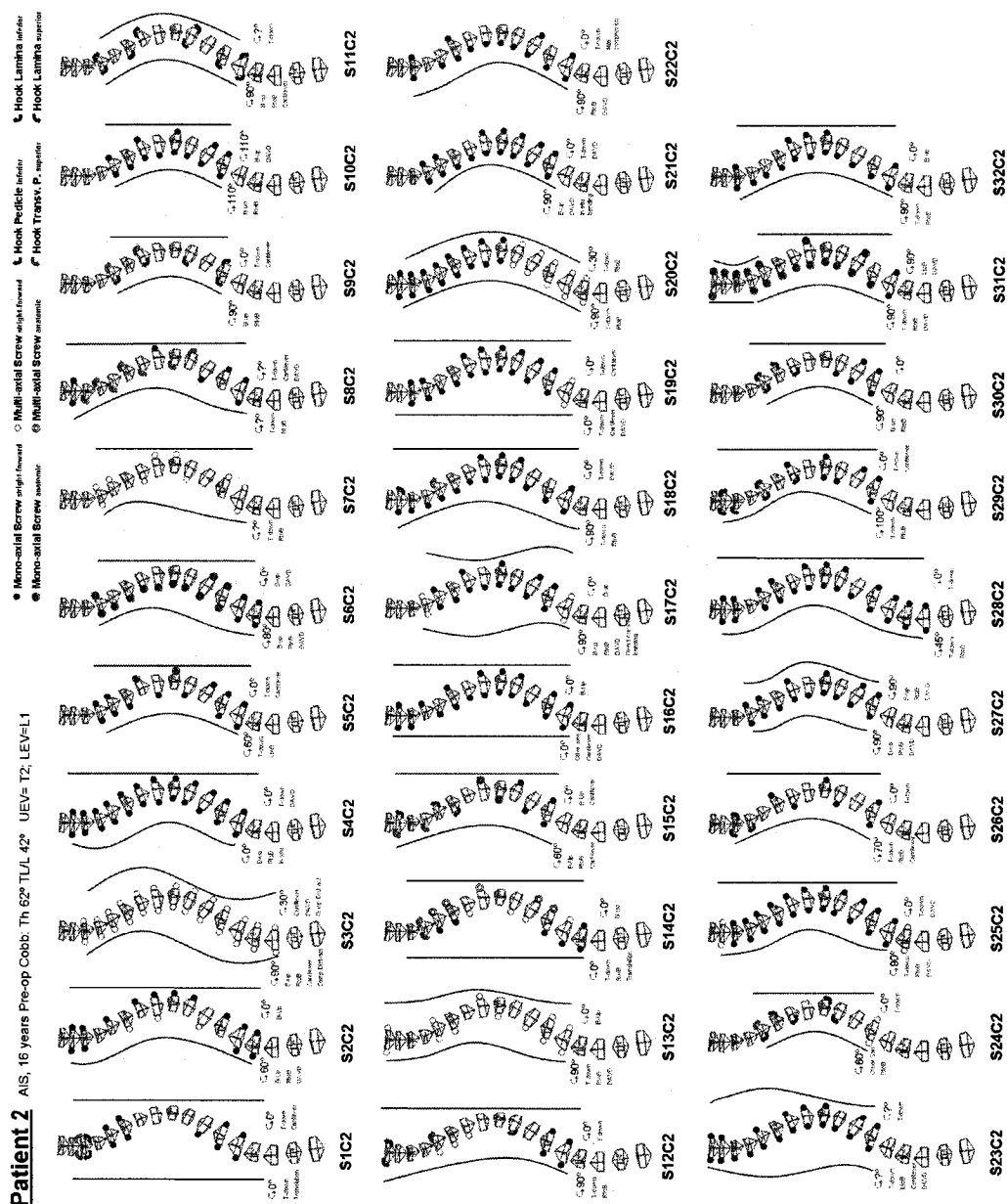


Figure 3.6 – Patient 2, les 32 stratégies d'instrumentation.

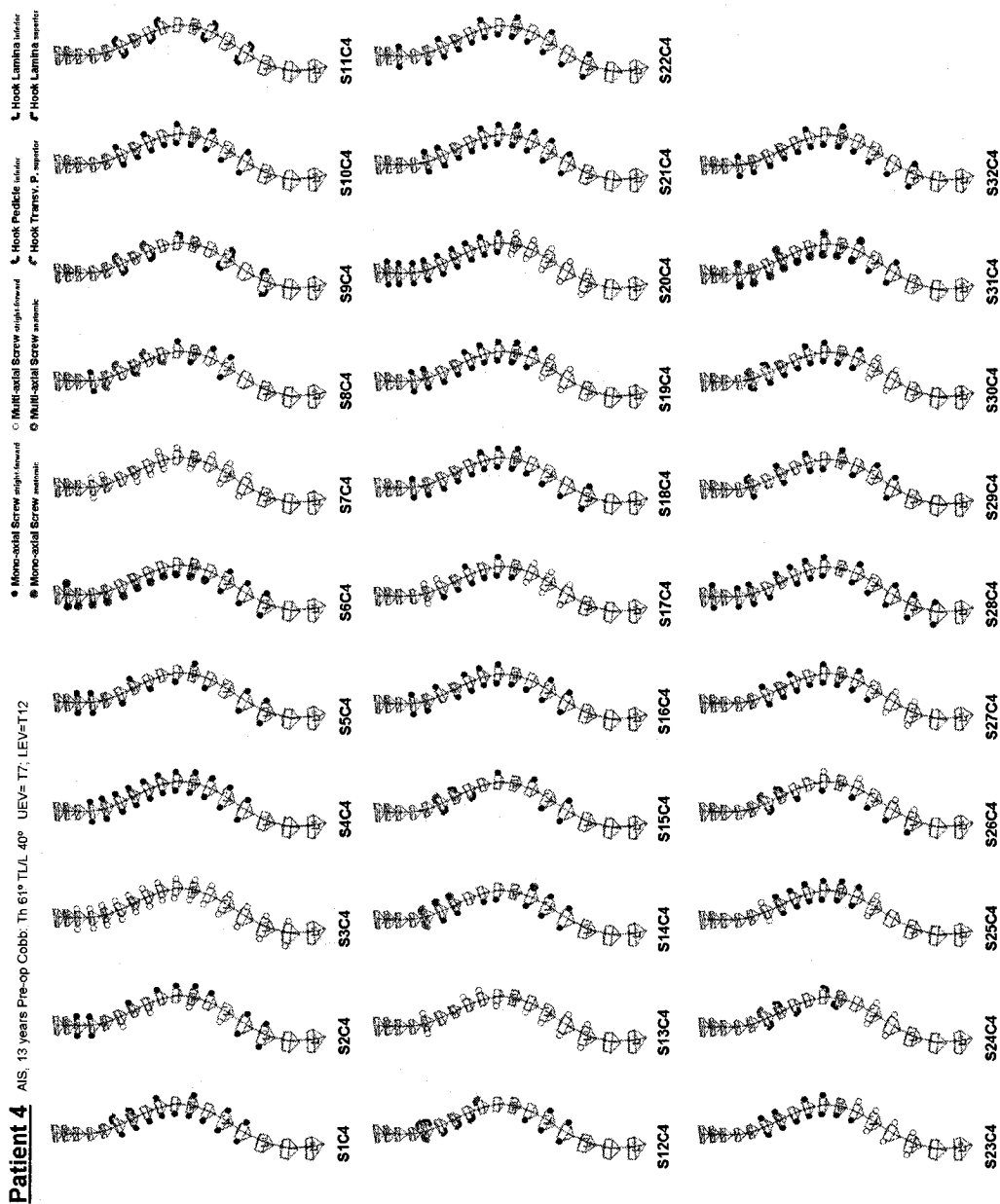


Figure 3.7 – Patient 4, les 32 stratégies d'instrumentation.

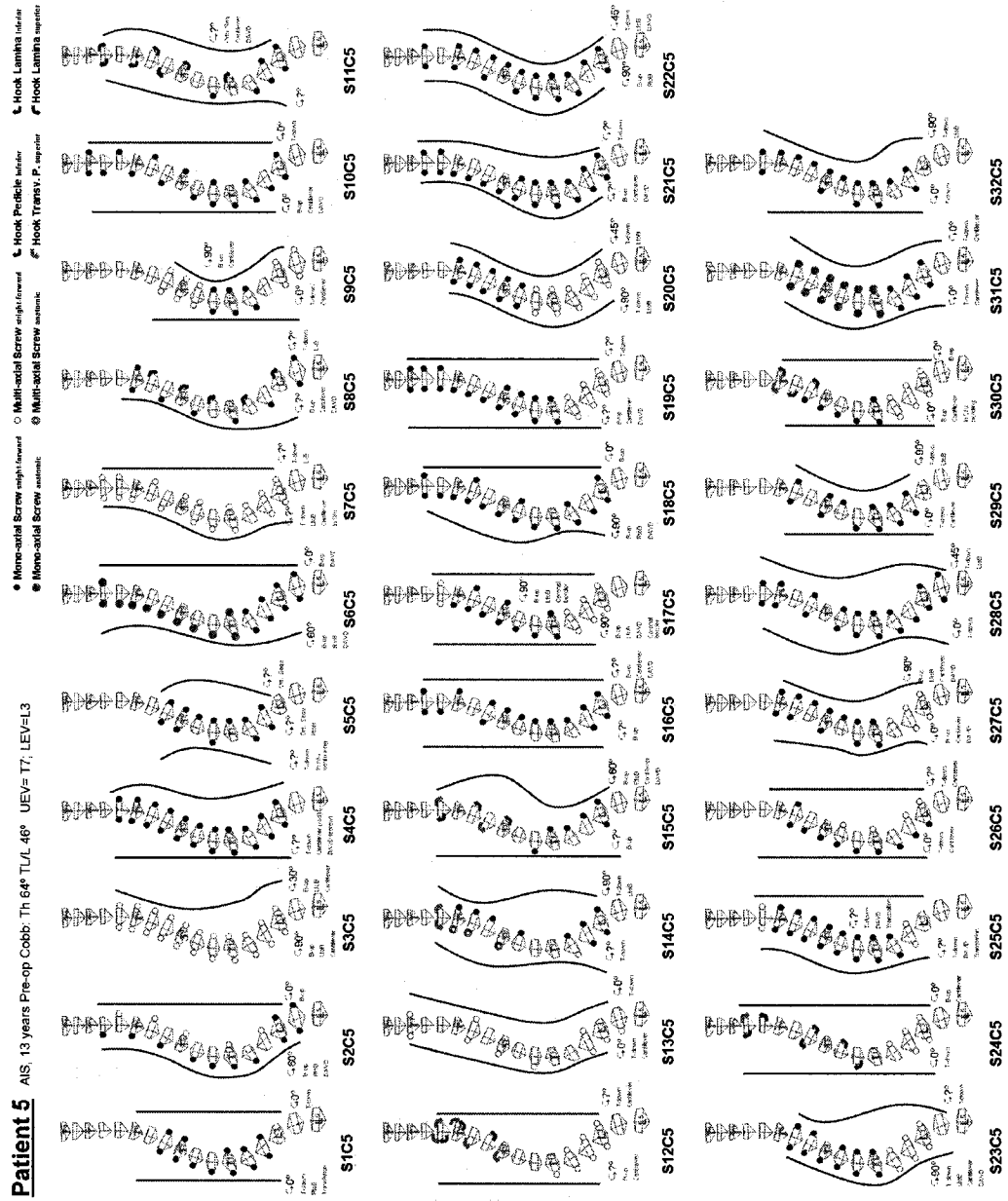


Figure 3.8 – Patient 5, les 32 stratégies d'instrumentation.

CHAPITRE 4

Effets de la variabilité des stratégies d'instrumentation du rachis scoliotique

Le second article porte sur l'effet biomécanique des stratégies d'instrumentation sur la correction. Parmi celles fournies par les 32 chirurgiens de l'article 1, dix stratégies ont été simulées pour chacun des cinq cas scoliotiques. Cette étude présente pour la première fois les effets de différentes stratégies d'instrumentation chirurgicale réelle de chirurgiens sur les mêmes patients scoliotiques.

Cet article est intitulé: «*Effects of alternative instrumentation strategies in adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical analysis*». Il a été soumis pour fins de publication à la revue *Spine*, le 25 août 2006. La contribution du premier auteur à la rédaction de l'article est d'environ 80%.

4.1 Article #2: Spine

Effects of Alternative Instrumentation Strategies in Adolescent Idiopathic Scoliosis: a biomechanical analysis

M. Robitaille BIng^{1,2}, C.E. Aubin PhD^{1,2}, H. Labelle MD²

1. École Polytechnique de Montréal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Station "Centre-ville"
Montréal (Québec)
H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine Hospital, Mother-Child University Hospital,
University of Montréal, 3175, Côte Sainte-Catherine Road

Montréal (Québec)
H3T 1C5 CANADA

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Eric Aubin, Ph.D., P.Eng.

Full Professor

& Canada Research Chair “CAD Innovation in Orthopedic Engineering”

École Polytechnique, Department of Mechanical Engineering

P.O. Box 6079, Station “Centre-ville”, Montréal (Québec), H3C 3A7 CANADA

E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca

Phone: 1 (514) 340-4711 ext 4437; FAX: 1 (514) 340-5867

Acknowledgements

This research was assisted by support from the Spinal Deformity Study Group, and funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the Canada Research Chair Program, and by an educational/research grant from Medtronic Sofamor Danek. Special thanks to the members of the Spinal Deformity Study Group: A King, BS Richards, CE Johnston, C DeWald, C Shaffrey, C Brown, DJ Sucato, DP Roye, DW Polly, E Dawson, E Transfeldt, FJ Schwab, H Labelle, JO Sanders, JB Emans, J Braun, J Dimar, KN Ibrahim, K Bridwell, LG Lenke, MT Hresko, M Diab, PD Sponseler, RE McCarthy, SS Hu, S Berven, S Suk-II, SD Glassman, SM Mardjetko, TR Kuklo, T Lowe, V Arlet.

4.1.1 Abstract

Study Design. This is a biomechanical assessment of real preoperative planning for surgery in adolescent idiopathic scoliosis (AIS).

Objective. To assess the biomechanical effects of different instrumentation strategies for the same scoliotic cases.

Summary of Background Data. The recent advent of modern instrumentation systems has complicated the surgical decision-making process for the correction of scoliosis, especially with the introduction of diverse spinal fixations devices, new preoperative corrective maneuvers as well as the reevaluation of many rules concerning the selection of fusion levels and other guidelines for surgical correction.

Methods. Several instrumentation strategies suggested by a group of 32 experienced senior surgeons for 5 cases were individually simulated using a validated computer model implemented in a spine surgery simulator (S3).

Results. The simulated instrumentation strategies generated a range of different results depending on the five cases (e.g.: Cobb main thoracic: 5-17°, 16-29°, 25-44°, 15-34°, 16-32°; kyphosis: 22-33°, 20-54°, 33-55°, 24-49°, 29-46°, lordosis: 10-52°, 24-38°, 26-54°, 8-28°, 34-53°). The average correction was better with pedicle screws constructs (71%) than with hooks constructs (51%) and hybrid constructs (67%). The different fusion levels produced an important difference on the resulting correction.

Conclusion. For the first time, the effect of different instrumentation strategies on the same patients was compared, which is possible only with such surgery simulator. A large variability of instrumentation strategies exist within experienced surgeons and it produces rather different results. This study questions the criteria for optimal configuration and standards to objectively design the best surgical construct.

Keywords: Scoliosis, spinal instrumentation, preoperative planning, computer assisted surgery, biomechanical model.

Key Points

- Various instrumentation strategies for a given patient produce rather different surgical results.
- Pedicle screws constructs provide a better 3D correction than the other constructs.
- The fusion levels have an important effect on the resulting correction.
- A spine surgery simulator that simulates different instrumentation strategies is a promising tool to help the surgeons in their surgical peroperative planning.

Mini Abstract/Précis

Instrumentation strategies from 32 orthopedic surgeons for five patients were analyzed using a spine surgery simulator. The simulated configurations generated a range of different results depending on the cases. Pedicle screws constructs provided a better 3D correction than the other constructs, and the fusion levels have an important effect on the resulting correction. The spine surgery simulator is a useful tool to rationalize the design of instrumentation constructs.

4.1.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a three-dimensional (3D) deformation of the spine, which may require spinal instrumentation and fusion for severe deformities. In order to achieve a proper re-establishment of spinal shape and balance, the goals of surgery are to reduce the magnitude of the deformities with a minimum of instrumented segments, and therefore prevent curve progression.¹⁻⁴ The strategies to achieve these objectives must be based on an accurate selection of fusion levels and an optimal application of 3D corrective forces by the spinal instrumentation.⁵⁻⁷

With recent advances in multisegmental instrumentation systems, spine surgeons now have a wide range of instrumentation choices to perform the surgery, such as various implant designs (mono- and multi-axial pedicle screws; pedicle, transverse process, and lamina hooks), different rod materials, diameter and shapes as well as new intraoperative reduction maneuvers (simple rod rotation, direct apical vertebra derotation, cantilever, in-situ contouring, etc).^{5,8,9} These additional spinal fixation devices and surgical techniques can be used in different combinations allowing the surgeon to personalize the instrumentation strategy to the inherent characteristics of each scoliotic curve type.

The appropriate use of the various types of implants is still a debated subject, especially with the introduction of thoracic pedicle screws.^{10,11} The selection of fusion levels remains highly controversial and the current guidelines are rather variable.^{12,13} As reported in the literature, a large variability in the planning of spinal instrumentation exists among surgeons.¹⁴⁻¹⁶ As reported by Robitaille *et al.* (2005), the number of implants used ranged from 8 to 30 per patient, the selected superior and inferior instrumented vertebrae varied up to six levels and different constructs of instrumentation strategies were identified.

Several retrospective and prospective clinical studies have attempted to evaluate the effects of different instrumentation strategies and selection of fusion levels on the

surgical correction and outcome.¹⁷⁻²⁸ However, these statistical studies are difficult to compare since the results are quite influenced by the characteristics of each specific scoliotic deformity. For obvious reasons, it is not possible to compare the effect of different instrumentation strategies on the same patient in vivo. Therefore, the purpose of this study was to evaluate the effects of different instrumentation strategies on the same scoliotic deformities using a biomechanical model implanted in a computer assisted surgery simulator, in order to answer the following research questions: 1) do different instrumentation strategies have a significant impact on the correction results? 2) Is there a better correction strategy for a specific curve type and geometry? 3) Is there a difference between using mono-axial versus multi-axial screws on the correction? And 4) do different levels of instrumentation have an influence on the correction?

4.1.3 Materials and Methods

Patients

Five female candidates for surgical treatment of AIS were selected. The curve patterns displayed the following typical scoliotic deformities: one right thoracic curve (Cobb: 34°), three right thoracic and left lumbar curves (Cobb T/L: 62°/43°, 72°/70°, 61°/40°), and one left thoracolumbar curve (Cobb: 64°). Their radiographs are presented in Figure 4.1.

Study design

Thirty-two experienced surgeons that are Fellows of the *Scoliosis Research Society* and members of the *Spinal Deformities Study Group* participated into this study. Using the preoperative clinical radiographs (PA and lateral standing radiographs, and side bending radiographs) and usual patient characteristics (age, sex, menarche status), they were asked to provide, using a posterior approach, their detailed preoperative instrumentation planning with the CD Horizon system (Medtronic Sofamor-Danek, Memphis TN) for all the patients. The instrumentation strategies such as the types of implant, the location and the individual screw trajectories, the shape of the rod in the

frontal and sagittal planes, as well as the parameters for each individual rod insertion and maneuvers was recorded using a graphical worksheet folder.

From these results, ten representative instrumentation strategies for each patient were identified as described in Table 4.1. These were selected to include the three main groups of instrumentation constructs (screws, hooks and hybrid, if any), with various instrumentation levels, and with either mono- or multi-axial screws on the same instrumented segments for pedicle screw constructs, in order to answer our research questions.

General description of the spine surgery simulator

The instrumentation strategies from the identified classes were individually simulated using a biomechanical model implemented in a spine surgery simulator (S3). The modeling approach is a kinetic model with flexible mechanisms.²⁹ The spine model is composed of rigid bodies corresponding to the thoracic and lumbar vertebrae, and of flexible elements representing intervertebral structures. The model geometry was personalized to each patient using a 3D reconstruction from calibrated radiographs.^{30,31} The intervertebral elements are generalized by a stiffness matrix whose initial mechanical properties were based on experimental data published.^{32,33} These properties are individually adjusted to patient's characteristics using side bending radiographs and an optimization approach³⁴ to reproduce the spine shape of the patient during the bending test. The boundary conditions were imposed to represent the state of the patient during the surgery. All degrees of freedom were fixed at L5, except the frontal plane rotation. At T1, the vertebra could translate and rotate freely in the frontal plane. The implant-vertebra links were modeled as flexible joints and mechanical properties are based on experimental data (unpublished data). The rod was modeled with elastic deformation to represent flexibility during the instrumentation. The model was previously validated by simulating the surgical steps of various scoliotic patients that underwent an instrumentation surgery and by comparing the simulation results with the

real postoperative correction^{29,35,36}, with differences generally below 5 degrees for the Cobb angles in the frontal and sagittal planes.

The following surgical steps were simulated:

Step 1: insertion of the implants (pedicle, transverse process, and lamina hooks; mono- and multi-axial pedicle screws) according to their position (levels of fusion), and, in addition, to their trajectory (anatomic or straight-forward) for the screws;

Step 2: rod contouring, attachment of the implants (top-down, bottom-up or other specified order), and rod tightening;

Step 3: application of the correction maneuvers (rod derotation, cantilever, compression and distraction).

Evaluation of the correction

A ‘cost’ (objective) function that included six 3D descriptors of the scoliotic deformities was used to quantify the global spinal correction for each specific strategy. The following six descriptors were computed using the 3D analytic spine curve and the limits of the considered segments were established with the inflexion points on the spine curve³¹:

1. the proximal thoracic Cobb angle (θ_{pt});
2. the main thoracic Cobb angle (θ_{mt});
3. the thoracolumbar/lumbar Cobb angle (θ_{tl});
4. the kyphosis angle (θ_{T4-T12}) which is calculated using the Cobb method between T4 and T12;
5. the lordosis angle (θ_{L1-L5}) which is calculated using the Cobb method between L1 and L5;
6. and the orientation of the plane of maximum deformity (θ_{PMD}), which is measured as the angle between the plane of maximum curvature and the sagittal plane.³¹

The objective function φ_G is calculated as the weighted sum of the square of these geometric descriptors:

$$\begin{aligned} \varphi_G = & W_1 \left[a \left(\frac{\theta_{pt.postop}}{\theta_{pt.preop}} \right)^2 + b \left(\frac{\theta_{mt.postop}}{\theta_{mt.preop}} \right)^2 + c \left(\frac{\theta_{tl.postop}}{\theta_{tl.preop}} \right)^2 \right] \\ & + W_2 \left[d \left(\frac{\theta_{T4-T12.postop} - \theta_{T4-T12.normal}}{\theta_{T4-T12.preop}} \right)^2 + e \left(\frac{\theta_{L1-L5.postop} - \theta_{L1-L5.normal}}{\theta_{L1-L5.preop}} \right)^2 \right] \\ & + W_3 \left[\left(\frac{\theta_{PMD.postop}}{\theta_{PMD.preop}} \right)^2 \right] \end{aligned}$$

where $W_{1,3}$ and a-e are the weights given for the correction of the descriptors in the coronal, sagittal and transverse planes respectively. The weights according to the Lenke curve types have been defined by a previous assessment study of goals for surgical correction within a group of 25 spinal deformity surgeons.³⁷ The ‘normal’ thoracic kyphosis ($\theta_{T4-T12.normal}$) and lumbar lordosis ($\theta_{L1-L5.normal}$) were arbitrarily defined as an angle of 35° and 40° respectively.^{12,38} The objective function is to minimize at zero, which corresponds to an undeformed configuration.

Statistical analyses were done using Statistica 6.0. (StatSoft, Inc. 2001. data analysis software system). For each case simulated, the mean, the standard deviations, the minimum and the maximum of the resulting geometric indices were computed.

4.1.4 Results

Fifty simulations of alternative instrumentation strategies were done with the spine surgery simulator (10 simulations \times 5 patients). The correction was analyzed in the coronal, sagittal and transverse planes. The simulation results of the instrumentation strategy are summarized in Table 4.2. There was no identical result in any of the 50 simulated cases. The postoperative results of the real surgical corrections performed are

provided in Figure 4.2 for comparison. They concurred well with the simulations done by the biomechanical model.

General effect of variable instrumentation strategies

Overall, the resulting Cobb angles, the kyphosis and the lordosis angles as well as the orientation of the plane of maximum deformity varied for the 10 simulations of each of the five cases. For example, the simulated postoperative Cobb angle of case #4 varied from 9° to 38° for the proximal thoracic region, from 15° to 34° for the main thoracic, and from 31° to 49° for the thoracolumbar/lumbar region.

There were cases where the variability was low and others where it was higher. Thus, not all cases were very variable. The smallest variations in the coronal plane occurred for case #1 (right thoracic curve) where the resulting main thoracic and thoracolumbar/lumbar Cobb angle varied only from 5° to 17° (STD: 3°) and 0° to 10° (STD: 3°) respectively. The simulations for the other cases (#2-5) produced more significant variations.

The geometric indices measured also varied differently between them. The Cobb angle of the proximal thoracic curves had greater variability than Cobb angles of the main thoracic and thoracolumbar/lumbar curves. In particular for case #4, the Cobb angle of the proximal thoracic curve reached a standard deviation of 9° compared to only 5° for the Cobb angles of the main thoracic and thoracolumbar/lumbar curves. The largest effect of differing instrumentation strategies was seen in the sagittal and transverse planes where the range of variation reached as much as 34° for the kyphosis angle, 42° for the lordosis angle, and 54° for the orientation of the plane of maximum deformity.

Best primary correction strategy

When sub-classifying the coronal correction results according to the instrumentation construct: “Pedicule screws constructs” [$N_A=36$]; “Hooks constructs” [$N_B=3$]; “Hybrid constructs” [$N_C=11$], the variability of correction remained important with up to 15% of

standard deviation. Overall, the average correction was better in the pedicle screws constructs (71%) than in the hooks (51%) and hybrid constructs (67%). In addition, using the objective function criteria to minimize, the pedicle screws constructs provided constantly the best global spinal correction for all cases. As illustrated for case #1 (Figure 4.3), the correction with mono-axial screws was significantly better and reached 0.13 compared to 0.58 for hook constructs, resulting in a reduction of 76% and 42% of the deformities in the coronal and transverse plane respectively with the mono-axial screws, compared to only 52% and 11% with the hooks.

Correction rate of mono-axial versus multi-axial screws

Overall, the assessment of Cobb angle corrections between the mono- and multi-axial screws having the same instrumented levels was similar for each case. As shown in Figure 4.4 for case #1, the difference between the geometric indices of mono- and multi-axial screw constructs was only 3°, 0° and 5° for the proximal thoracic, the main thoracic and the thoracolumbar/lumbar curves respectively. No difference for the correction of the sagittal and transverse planes was reported between mono-axial and multi-axial screws.

Effect of various fusion levels on the correction

The levels of fusion had a significant effect on the correction of the proximal thoracic, main thoracic and thoracolumbar/lumbar curves. As illustrated in Figure 4.5, the simulated postoperative Cobb angle for case #4 varied from 9° to 30° for the proximal thoracic, from 16° to 34° for the main thoracic, and from 35° to 49° for the thoracolumbar/lumbar. With the objective function, the mono-axial screws used on T4-L3 provided a better global correction compared to other levels of fusion.

4.1.5 Discussion

This study demonstrates the potential of using a spine surgery simulator to evaluate and optimize the planning of surgical instrumentation in AIS. To our knowledge, this is

the first time that the effects of different instrumentation strategies have been evaluated on the same subjects, which is only possible with such a spine surgery simulator.

Several research questions were addressed and some answers can be provided and discussed from the results obtained. First, the large variability of instrumentation strategies which exists within experienced surgeons¹⁴⁻¹⁶ produce rather different surgical results depending of each individual case. This biomechanical assessment has highlighted the fact that scoliotic spines react in various manners according to the different spinal geometries, and instrumentation strategies, suggesting that each case is unique and needs to be individualized. This finding is most probably explained by the patient-specific mechanical properties of each scoliotic case.³⁴

The use of pedicle screws-only constructs appears to provide the best 3D global correction of the spine within all the instrumentation constructs. Based on our findings, it appears also to be curve type dependant since better correction results were obtained with the pedicle screws construct compared to the hooks and hybrid construct. These findings are in agreement with the clinical studies of Kim *et al.* (2004, 2006) where the average major curve correction was 70% to 76% for the screws only constructs, 56% for the hybrid constructs and 50% for the hooks.

In spite of the superior biomechanical advantages, several clinicians question the relevance of using thoracic pedicle screws. The risks of lumbar decompensation if overcorrection of the main thoracic curve is done, the higher cost related to their use and the considerations relating to their degree of safety have been mentioned.^{20,24,27} Except for Storer *et al.* (2005) who have reported that the compared corrections of thoracic pedicle screws and hooks are similar, the majority of clinical studies support the superiority of thoracic pedicle screws on the hooks for correction of major and compensatory curves.^{1,20-25,28} On the other hand, no difference was reported by Liljenqvist *et al.* (2002) for correction of the sagittal plane, and postoperative coronal and sagittal balance appear similar with the use of hooks versus pedicle

screws.^{20,27} However, these conclusions were obtained using statistical analyses with different patients.

This study suggests that the use of mono-axial versus multi-axial screws does not result in any significant difference in spinal curve correction when the same surgical levels are instrumented and when the surgical maneuvers are restricted to rod rotation, cantilever, distraction and/or compression. It should be noted however that the more recently described maneuver of direct apical vertebra derotation with mono-axial screws was not simulated in the present study. Thus, the 3D biomechanical advantages of mono-axial screws was probably not fully tested. Future studies should include testing of direct apical vertebra derotation before any definitive statement can be made on the value of mono-axial vs. multi-axial screws. In addition, our results also suggest that various levels of fusion have an important influence on the resulting spinal correction.

Several limitations must be considered in the present study. First, the surgical simulations performed were done using the 3D reconstruction in standing position and not with the surgical maneuvers performed on patients lying prone on an operating table as it is the case during a real surgery. As consequence, the effect of gravity and of muscles with neural postural control was not simulated. Up to now, the simulation of gravity and postural control in the human standing posture remains a significant challenge for all biomechanical models. This may impact the results for the non instrumented regions, which may not be as accurate as for the instrumented region. Further refinements are needed before any definitive statement can be made with respect to balance in both coronal and sagittal planes which are essential goals of surgical correction and were only partially considered in our investigation. The results of the model have been validated in the instrumented area^{29,35,36}, but remain an approximation for the non-instrumented area. Furthermore, several aspects of the model will have to be re-evaluated, especially the boundary conditions applied to the spine model. Their choices remain problematic because they represent a simplification of the reality of the spine in which no element is totally fixed in space. An extension of the boundary condition to the cervical vertebrae instead of T1, and the pelvis instead of L5 should

improve the accuracy of the model and provide, in addition, a more realistic behavior of the uninstrumented curves.

With regards to our findings, several questions remain unanswered and will require further consideration in future studies. Among them, to which extent is the shape of the rod important for correction? What is the relation between the number of instrumented levels and correction? And what are the most influential instrumentation choices on the correction? These are clearly areas worthy of more investigation. The long-term aims are to determine the instrumentation configuration that maximizes the spine correction for different specific curve types. This will be, without a doubt, the starting point of further research efforts.

The effect of various surgical strategies on the correction reinforces the need for standardized posterior instrumentation strategies. Computer simulation is an interesting tool to provide clinical guidelines and to improve the design of the decision-making process. In addition, the use of a spine surgical simulator can help to more objectively determine the optimal choices of instrumentation needed for a specific patient. A spine surgery simulator has the potential to assist in the preoperative planning and predict the best instrumentation for a specific patient.

4.1.6 Conclusion

The possibility of using a spine surgery simulator to simulate several instrumentation strategies on the same scoliotic patients was demonstrated. Our study confirms that various instrumentation strategies produce rather different surgical results on a specific patient, a finding in agreement with previous publications and biomechanics theories. Pedicle screws constructs provided a better 3D correction than the other constructs. Both mono-axial and multi-axial screws results in comparable spinal curve correction. Different fusion levels have an important influence on the resulting correction.

The biomechanical model implanted in a computer surgery simulator provided a realistic representation of the surgical maneuvers. With that in mind, a spine surgery simulator represents a powerful analytical tool to rationalize the surgical operations and thus provide optimal surgery results for a specific patient. In the future, it will offer an essential guide to assist surgeons during their preoperative planning of surgical instrumentation of the scoliotic spine.

4.1.7 References

- [1] Chen. Management of scoliosis. *J Formos Med Assoc* 2003;102:751-761.
- [2] Goldstein LA. The surgical management of scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1964;35:95-115.
- [3] King HA, Moe JH, Bradford DS, et al. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:1302-13.
- [4] Zeller, and J. Dubousset. Traitement chirurgical des scolioses idiopathiques. *Rachis* 1999; 11:87-101.
- [5] Dubousset J, Cotrel Y, et al. Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. *Clin Orthop* 1991;264:103-10.
- [6] Lenke LG, Betz RR, Bridwell KH, et al. Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:1097-106.
- [7] Suk SI, Lee SM, Chung ER, et al. Determination of distal fusion level with segmental pedicle screw fixation in single thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 2003;28:484-91.
- [8] Chang KW. Cantilever bending techniques for the treatment of large and rigid scoliosis. *Spine* 2003;28:2452-8.
- [9] Lee SM, Suk S, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004;29:343-9.
- [10] Lenke LG. Debate: Resolved, a 55° right thoracic AIS curve should be treated by posterior spinal fusion and segmental instrumentation using thoracic pedicle screws. *J Pediatr Orthop* 2004;24:329-34.
- [11] Potter B, Lehman RA, Kuklo, et al. Anatomy and biomechanics of thoracic pedicle screw instrumentation. *Current Opinion in Orthopedics* 2004;15:133-144.
- [12] Lenke LG, Betz RR, Harms J, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1169-81.

- [13] Qiu G, Zhang J, Wang Y, al. A new operative classification of idiopathic scoliosis: a peking union medical college method. *Spine* 2005;30:1419-26.
- [14] Aubin CE, Labelle H, and Ciolofan OC. Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2006;14:1-8.
- [15] Lenke LG, Betz RR, Haheer TR, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine* 2001;26:2347-53.
- [16] Robitaille M, Aubin CE, and Labelle H. Variability in Preoperative Planning for Posterior Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. 12th IMAST Meeting, Banff, Canada, 2005.
- [17] Barr SJ, Schuette AM, and Emans JB. Lumbar pedicle screws versus hooks. Results in double major curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1997;22:1369-79.
- [18] Halm H, Niemeyer T, Link T, et Liljenqvist U. Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. *Eur Spine J* 2000;9:191-7.
- [19] Hamill CL, Lenke LG, Bridwell KH, et al. The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis. Is it warranted? *Spine* 1996;21:1241-9.
- [20] Kim YJ, Lenke LG, Cho SK, et al. Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2004;29:2040-8.
- [21] Kim YJ, Lenke LG, Kim J, et al. Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2006;31:291-8.
- [22] Kuklo TR, Potter BK, Polly DW, et al. Monoaxial versus multi-axial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2005;15:2113-20.

- [23] Liljenqvist UR, Halm HF, Link TM. Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis. *Spine* 1997;22:2239-45.
- [24] Liljenqvist UR, Lepsien U, Hackenberg L, et al. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J* 2002;11:336-43.
- [25] Rohmiller MT, Newton PO, Merola A, et al. Does correlation exist between instrumentation type, number of fixation points, and cost in the surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis? SRS 39TH Annual Meeting, Buenos Aires, Argentina, 2004.
- [26] Sawatzky BJ, Tredwell SJ, Jang SB, et al. Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1998;23:201-205.
- [27] Storer SK, Vitale MG, Hyman JE, et al. Correction of adolescent idiopathic scoliosis using thoracic pedicle screw fixation versus hook constructs. *J Pediatr Orthop* 2005;25:415-9.
- [28] Suk SI, Lee CK, Kim WJ, et al. Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine* 1995;20:1399-405.
- [29] Aubin CE, Petit Y, Stokes IAF, et al. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical engineering* 2003;6:27-32.
- [30] Aubin CE, Describes JL, et al. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Ann Chir* 1995;49:749-61.
- [31] Delorme S, Petit Y, De Guise JA, et al. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:989-98.
- [32] Gardner-Morse MG, et Stokes IA. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J Biomech* 1994;27:177-81.

- [33] Panjabi MM, Brand RA, White AA. Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg* 1979;58:642-52.
- [34] Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Patient-Specific Mechanical Properties of a Flexible Multi-Body Model of the Scoliotic Spine. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2004; 42:55-60.
- [35] Luce F, Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose, Master thesis (in French), Ecole Polytechnique de Montreal, Institute of Biomedical Engineering, 2004.
- [36] Stirbu R, Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique, Master thesis (in French), Ecole Polytechnique de Montreal, Dept. Of Mechanical Engineering, 2004, ISBN 0612919706.
- [37] Madjoulines Y, Aubin CE, Robitaille M, Labelle H. Variability of scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2006 (submitted).
- [38] De Jonge T, Dubousset JF, Illes T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine* 2002;27:754-60.

4.1.8 Figure and Table Captions

Figure 4.1 Preoperative PA, lateral, and side bending radiographs of the five cases selected for simulation.

Figure 4.2 Postoperative PA and lateral radiographs of the five cases presented in Figure 4.1.

Figure 4.3 Results of the cost function of different instrumentation for the case #1. Zero would represent an optimal correction.

Figure 4.4 Correction rate of mono-axial screws versus multi-axial screws construct in the coronal plane.

Figure 4.5 Results of the cost function of different fusion levels for the case #4. Zero would represent an optimal correction.

Table 4.1 Instrumentation strategies for the five cases.

Table 4.2 Geometric indices: pre- and post- instrumentation and simulation results of instrumentation strategies for the five cases.

Figure 4.1

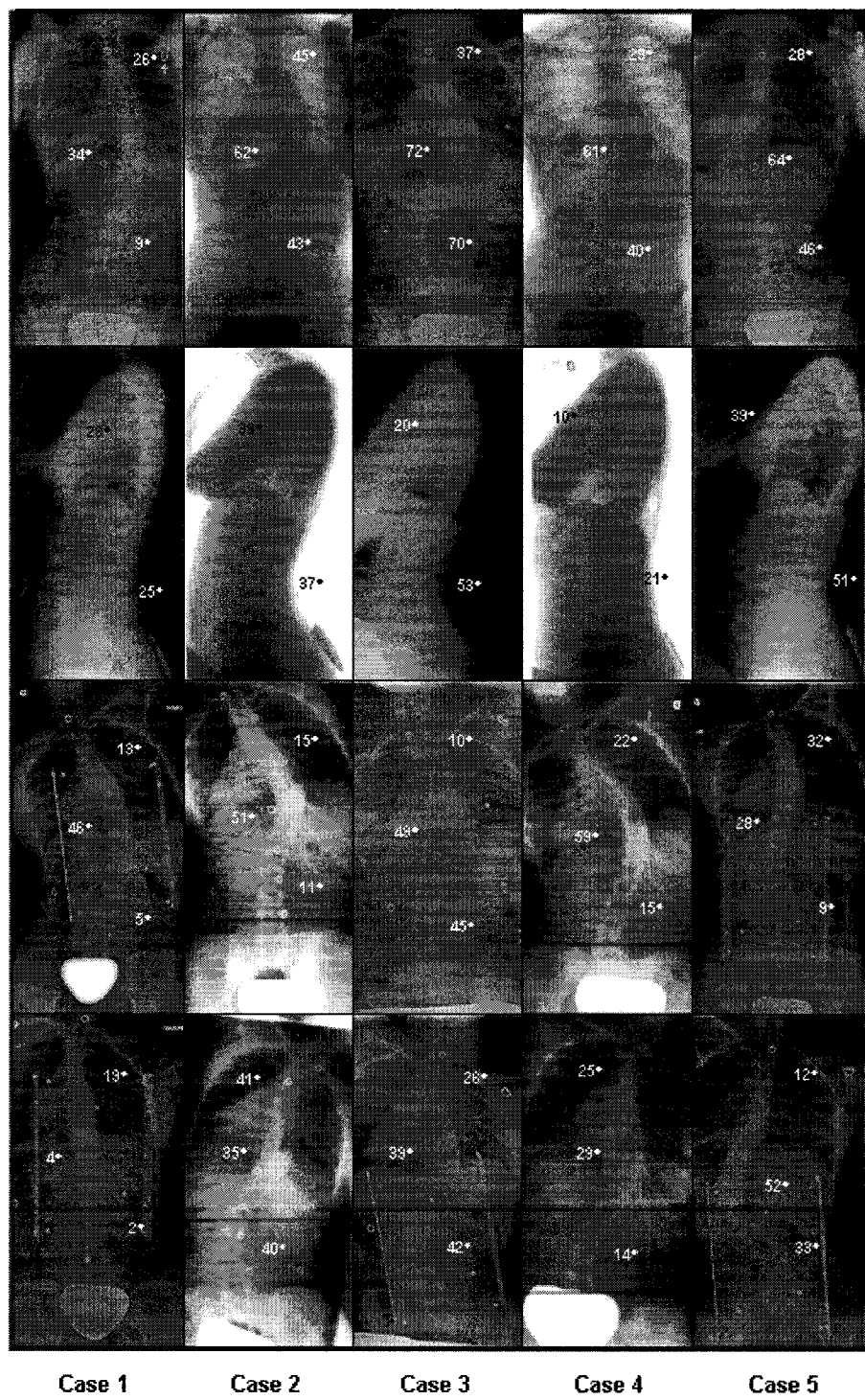


Figure 4.2

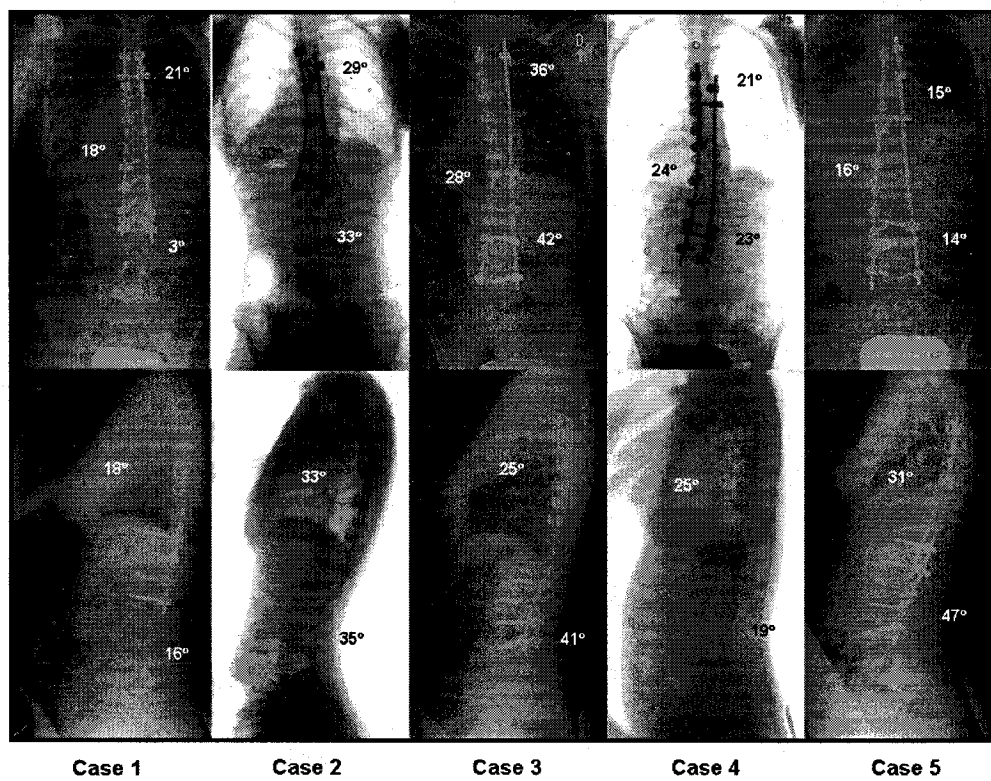


Figure 4.3

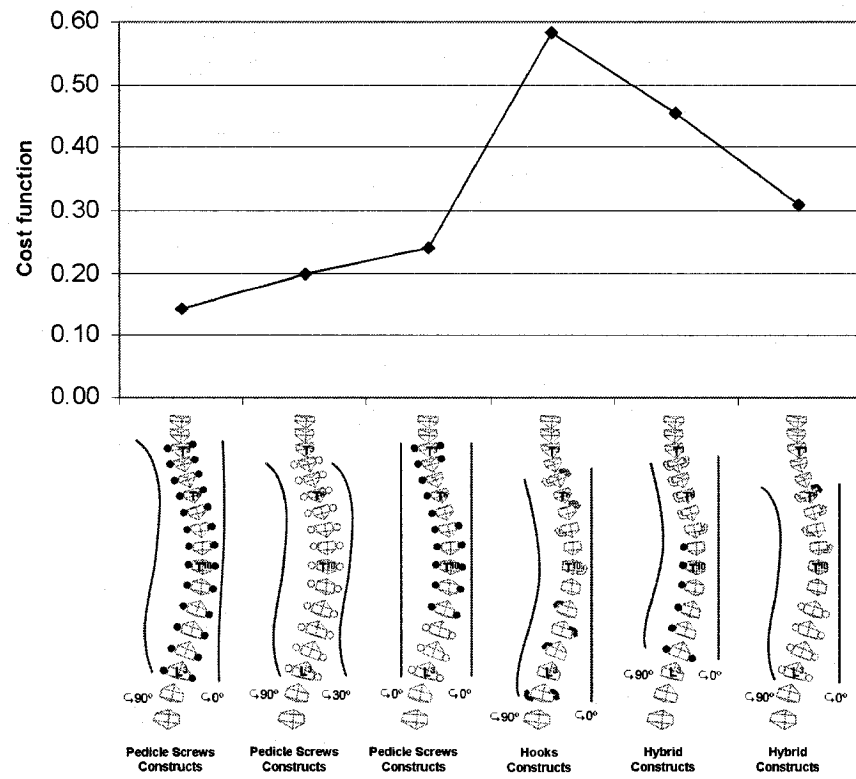


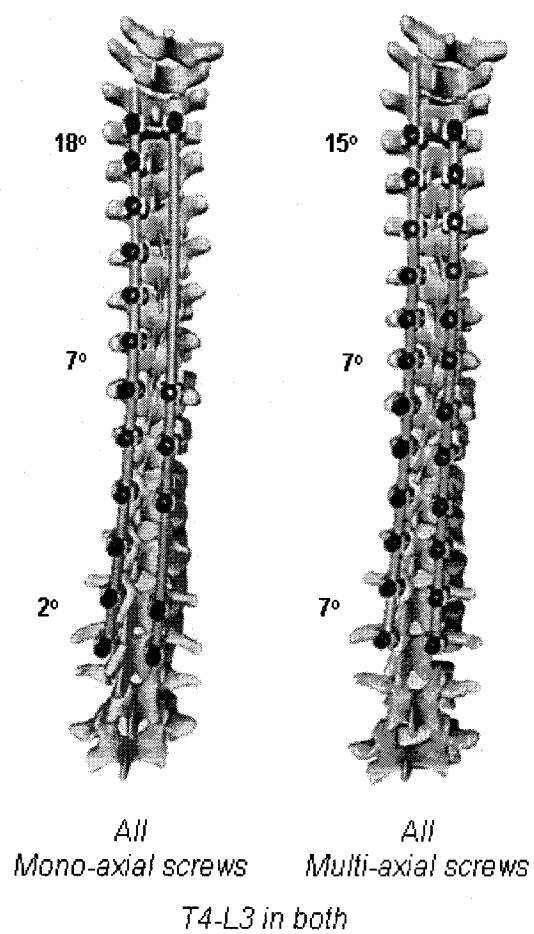
Figure 4.4

Figure 4.5

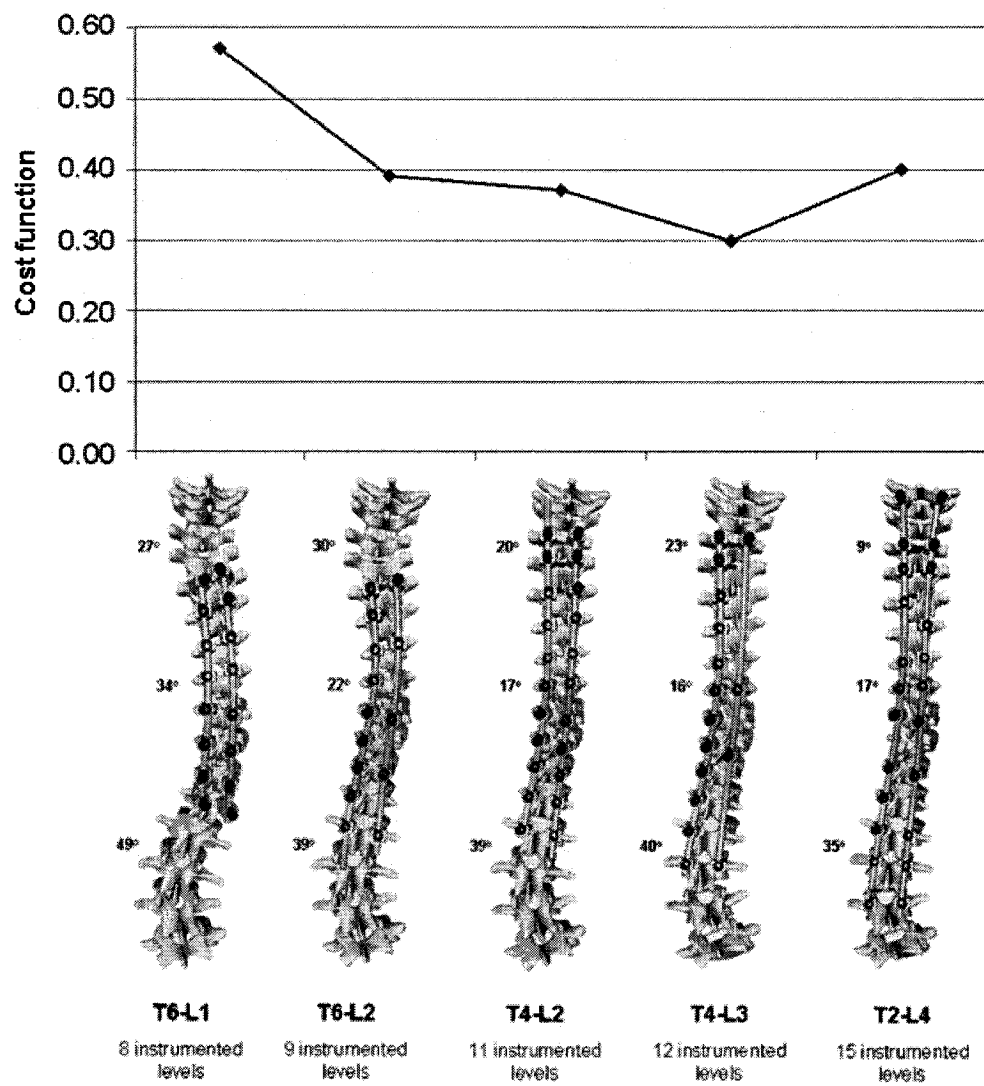


Table 4.1

Patient 1
5 × all mono-axial screws (T3-L3; T3-L2; T4-L3; T5-L3; T6-L1)
1 × all multi-axial screws (T4-L3)
1 × mono-axial screws <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T3-L3)
1 × hooks (T5-L4)
1 × hooks <i>thoracic</i> - mono-axial screws <i>lumbar</i> (T4-L2)
1 × hooks <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T6-L3)
Patient 2
5 × all mono-axial screws (T2-L1; T4-L1; T5-T12; T4-T12; T2-L3)
1 × all multi-axial screws (T3-L3)
1 × all mono-axial screws with anatomic trajectory (T4-L2)
1 × hooks (T5-T12)
1 × hooks <i>thoracic</i> - mono-axial screws <i>lumbar</i> (T2-T12)
1 × hooks <i>thoracic</i> - multi-axial screws on LIV (T5-T12)
Patient 3
5 × all mono-axial screws (T3-L4; T5-T12; T4-L4; T2-L4; T4-L3)
1 × all multi-axial screws (T3-L5)
1 × mono-axial screws <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T4-L4)
1 × all mono-axial screws with anatomic trajectory (T4-L4)
1 × hooks <i>thoracic</i> - mono-axial screws <i>lumbar</i> (T5-L4)
1 × hooks <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T5-L4)
Patient 4
5 × all mono-axial screws (T4-L2; T6-L2; T6-L1; T4-L3; T2-L4)
1 × all multi-axial screws (T3-L4)
1 × mono-axial screws <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T2-L3)
1 × hooks (T6-L3)
1 × hooks <i>thoracic</i> - mono-axial screws <i>lumbar</i> (T5-L2)
1 × hooks <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T6-L2)
Patient 5
5 × all mono-axial screws (T5-L3; T4-L3; T8-L4; T7-L3; T5-L2)
1 × all multi-axial screws (T5-L3)
1 × mono-axial screws <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T3-L3)
2 × hooks <i>thoracic</i> - mono-axial screws <i>lumbar</i> (T4-L3)
1 × hooks <i>thoracic</i> - mono-axial screws <i>lumbar</i> (T5-L3)
1 × hooks <i>thoracic</i> - multi-axial screws <i>lumbar</i> (T4-L3)

Notes:

All strategy classes used the straight-forward screw trajectory if not indicated;
LIV= Lowest instrumented vertebra;

Table 4.2

Geometric Indices	Pre-instrumentation	Post-instrumentation results	
		Simulation Avg \pm SD; [min; max]	Real - simulated
Proximal thoracic Cobb angle ($^{\circ}$)			
Patient 1	26	18 \pm 6; [6;26]	21 – 18; Δ 3
Patient 2	45	29 \pm 11; [2;42]	29 – 32; Δ 3
Patient 3	37	34 \pm 5; [26;43]	36 – 38; Δ 2
Patient 4	29	26 \pm 9; [9;38]	21 – 26; Δ 5
Patient 5	28	19 \pm 8; [5;29]	15 – 10; Δ 5
Main thoracic Cobb angle ($^{\circ}$)			
Patient 1	34	9 \pm 3; [5;17]	18 – 16; Δ 2
Patient 2	62	24 \pm 5; [16;29]	30 – 34; Δ 4
Patient 3	72	36 \pm 5; [25;44]	28 – 25; Δ 3
Patient 4	61	20 \pm 5; [15;34]	24 – 18; Δ 6
Patient 5	64	22 \pm 5; [16;32]	16 – 21; Δ 5
Thoracolumbar / Lumbar Cobb angle ($^{\circ}$)			
Patient 1	9	4 \pm 3; [0;10]	3 – 4; Δ 1
Patient 2	43	45 \pm 4; [40;51]	33 – 41; Δ 8
Patient 3	70	46 \pm 12; [37;71]	42 – 44; Δ 2
Patient 4	40	39 \pm 5; [31;49]	23 – 26; Δ 3
Patient 5	46	27 \pm 4; [22;33]	14 – 22; Δ 8
Kyphosis angle ($^{\circ}$)			
Patient 1	28	29 \pm 4; [22;33]	18 – 12; Δ 6
Patient 2	39	41 \pm 13; [20;54]	33 – 40; Δ 7
Patient 3	20	42 \pm 8; [33;55]	25 – 25; Δ 0
Patient 4	10	36 \pm 9; [24;49]	25 – 26; Δ 1
Patient 5	39	37 \pm 5; [29;46]	31 – 33; Δ 2
Lordosis angle ($^{\circ}$)			
Patient 1	25	28 \pm 11; [10;52]	16 – 15; Δ 1
Patient 2	37	34 \pm 4; [24;38]	35 – 37; Δ 2
Patient 3	53	38 \pm 10; [26;54]	41 – 35; Δ 6
Patient 4	21	15 \pm 7; [8;28]	19 – 16; Δ 3
Patient 5	51	43 \pm 5; [34;53]	47 – 50; Δ 3
Orientation of the plane of maximum deformity (θ_{PMD})			
Patient 1	41	13 \pm 10; [1;32]	N/A
Patient 2	64	31 \pm 21; [4;58]	N/A
Patient 3	54	41 \pm 5; [36;54]	N/A
Patient 4	84	14 \pm 6; [4;25]	N/A
Patient 5	42	17 \pm 8; [4;28]	N/A

4.2 Résultats complémentaires

Cette section présente les résultats des simulations de chaque patient et des forces générées implant-vertèbre complémentaires à l'article 2.

4.2.1 Résultats des simulations

Voici les résultats post-instrumentation des dix stratégies d'instrumentation simulées en vue postéro-anérieure et sagittale pour chaque patient scoliotique.

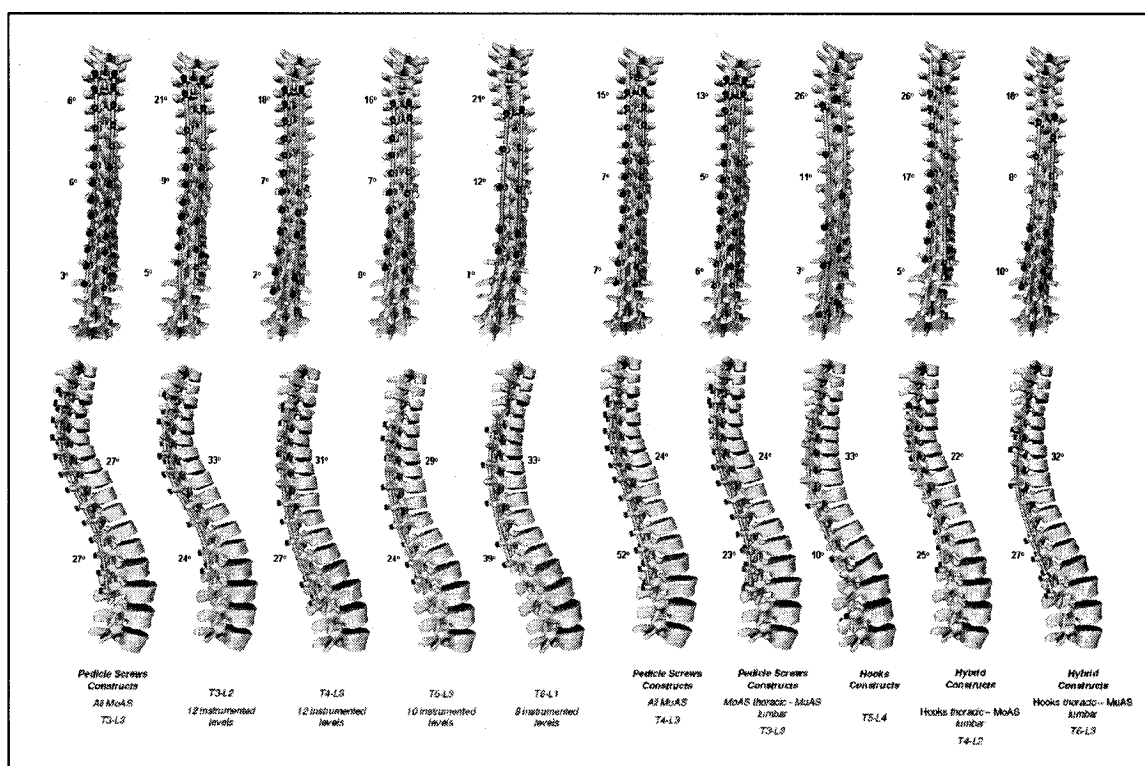


Figure 4.6 – Patient 1 - Résultats de simulations

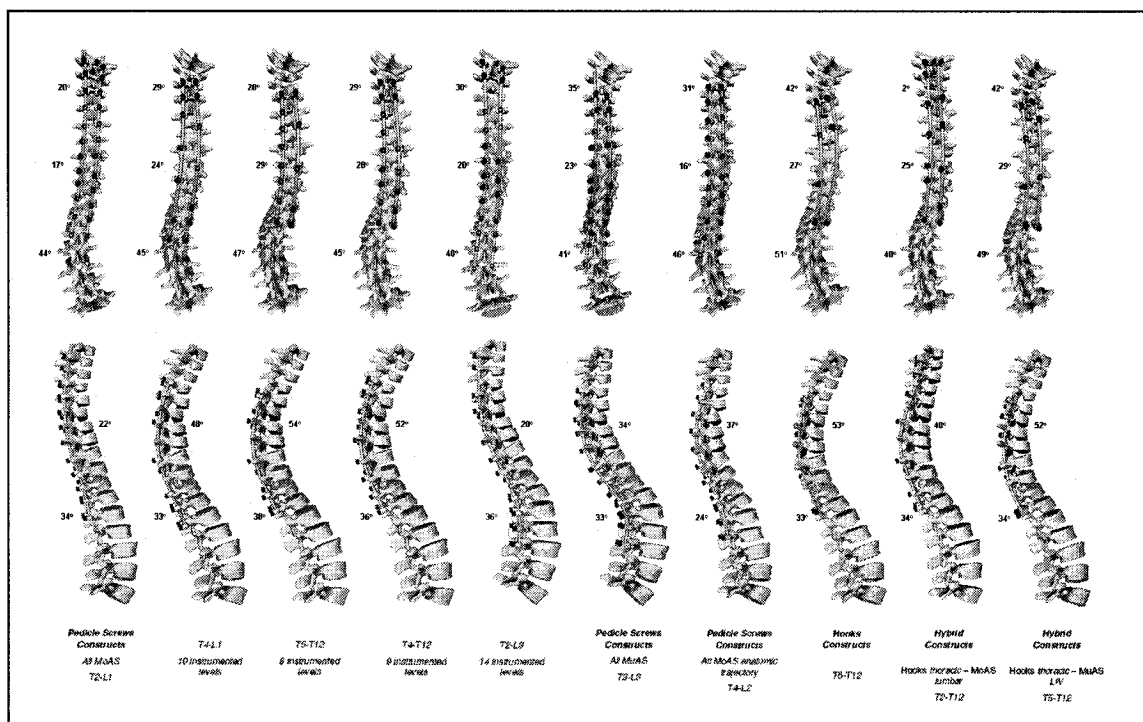


Figure 4.7 – Patient 2 : Résultats de simulations

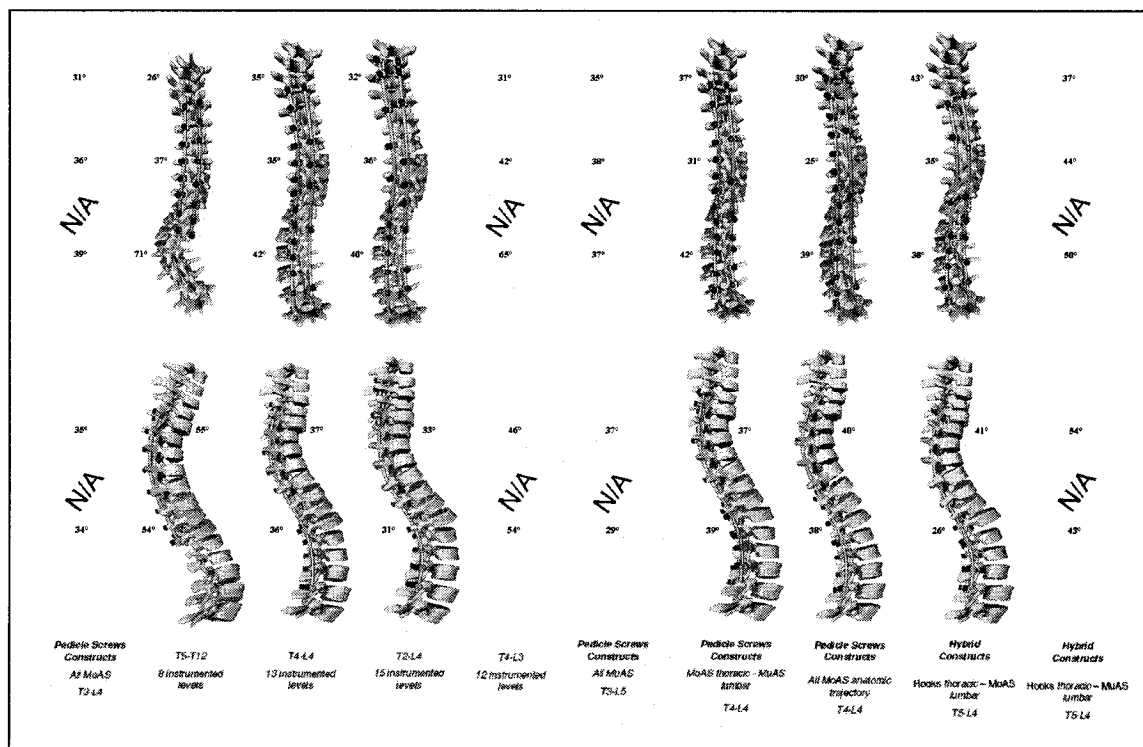


Figure 4.8 – Patient 3 : Résultats de simulations

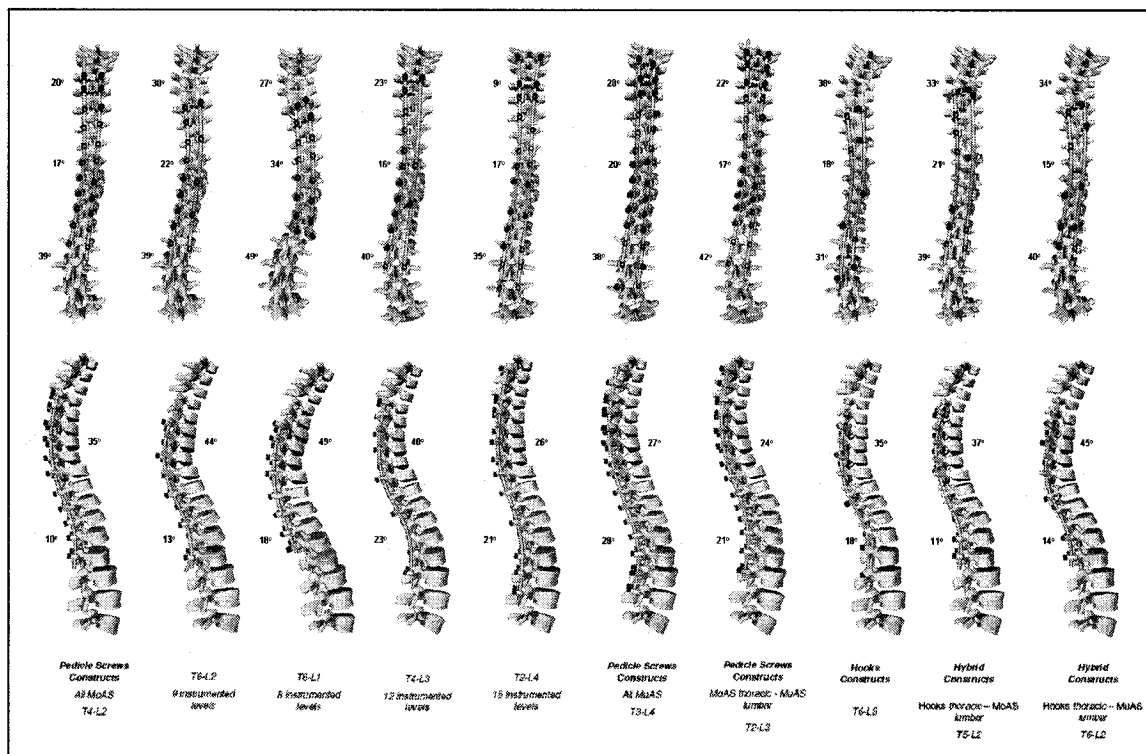


Figure 4.9 – Patient 4 : Résultats de simulations

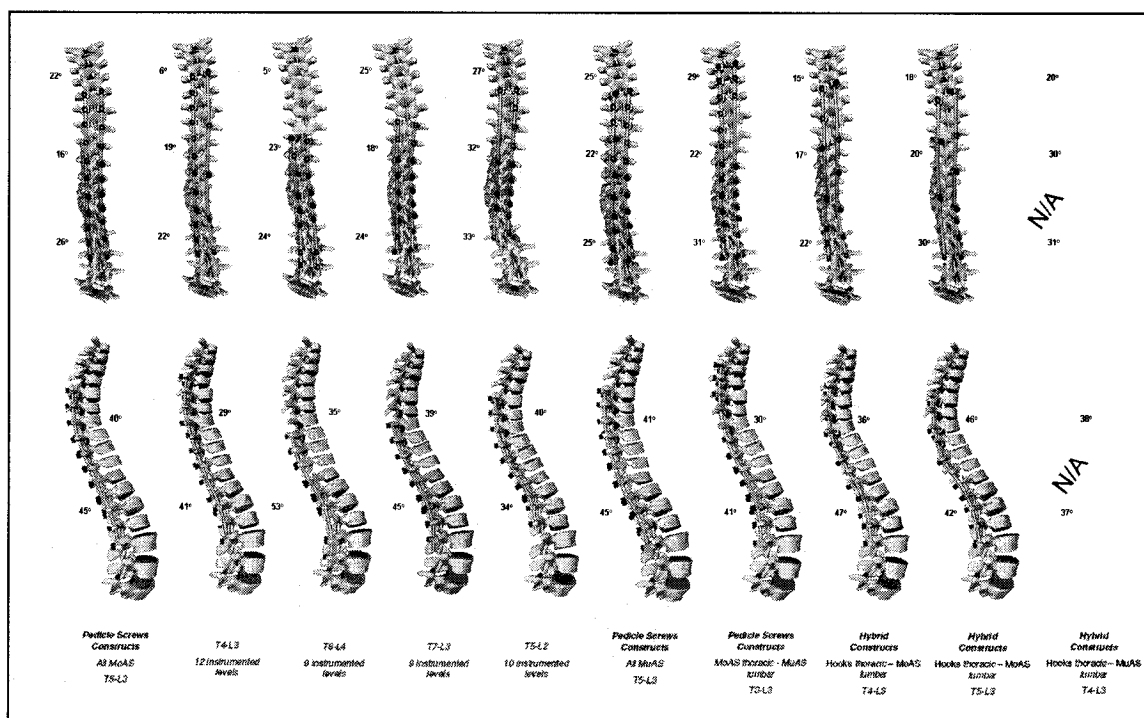


Figure 4.10 – Patient 5 : Résultats de simulations

4.2.2 Forces générées implant-vertèbre

Le tableau 4.3 nous présente les efforts entre les liaisons implant-vertèbre immédiatement après le serrage des écrous sur les implants. La figure 4.11 illustre les axes dans laquelle les forces ont été évaluées.

Tableau 4.3 Efforts des liaisons implant-vertèbre post-instrumentation

Forces (N)	Patient				
	1	2	3	4	5
Latérale – Fx					
Moyenne	686	676	503	598	786
Maximum	2805 (T4)	2313 (T9)	2727 (T6)	2895 (T6)	2585 (T10)
Postéro-antérieur – Fy					
Moyenne	195	194	214	174	186
Maximum	1233 (T10)	1087 (T9)	855 (T10)	703 (T6)	777 (T9)
Verticale – Fz					
Moyenne	150	168	144	120	222
Maximum	863 (T10)	799 (T9)	760 (T12)	663 (T10)	1270 (T10)
Totale					
Moyenne	750	751	603	662	863

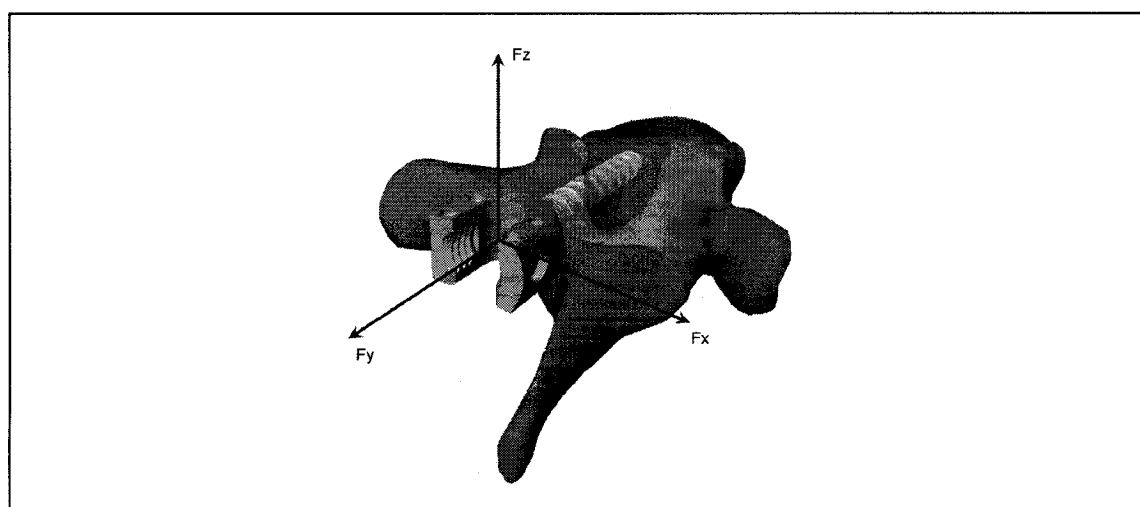


Figure 4.11 - Axe de coordonnées des forces évaluées

Le tableau 4.4 nous présente les efforts totaux entre les liaisons vis-vertèbre et crochets-vertèbre immédiatement après le serrage des écrous sur les implants.

Tableau 4.4 Efforts des liaisons vis-vertèbre versus crochet-vertèbre

Patient	Vis	Crochets
1	661 ± 597	204 ± 153
2	752 ± 624	462 ± 430
3	471 ± 466	317 ± 123
4	636 ± 599	260 ± 137
5	841 ± 599	888 ± 346

CHAPITRE 5

Discussion générale

L'objectif principal de ce projet de maîtrise était d'analyser les effets biomécaniques de différentes stratégies d'instrumentation sur la correction du rachis scoliotique. Celles-ci nous ont été fournies par 32 chirurgiens expérimentés sur cinq patients scoliotiques et simulées à l'aide d'un modèle biomécanique multi-corps flexible implanté dans un simulateur de chirurgie d'instrumentation du rachis.

Dans le premier volet de ce mémoire, il a été démontré qu'une variabilité significative de stratégies d'instrumentation chirurgicale existait parmi ces chirurgiens expérimentés. Cette variabilité s'est avérée particulièrement importante pour la sélection des niveaux de fusion. Elle peut être attribuée aux différents diagnostics des chirurgiens dans l'identification des courbures proximales et thoraco-lombaire/lombaires comme étant soit structurale ou non-structurale. En effet, il existe plusieurs controverses dans la littérature concernant la définition d'une courbe thoracique supérieure structurale (*Lee et coll., 1993; Suk et coll., 2000*) et lombaire (*Lenke et coll., 1992; Richards et coll., 1989*).

L'évolution des buts fondamentaux du traitement chirurgical de la scoliose peut aussi contribuer à la variabilité des choix d'instrumentation. Autrefois, la correction dans le plan coronal était le *gold standard* dans le traitement de la SIA (*Cobb et coll., 1948*). Présentement, ce sont les équilibres coronal et sagittal qui s'avèrent les plus favorisés (*De Jonge et coll., 2002*). Récemment, *Majdouline et coll. (2006)* ont démontré qu'une grande variabilité existait parmi les objectifs correctionnels des chirurgiens. Parmi les résultats, les équilibres coronal et sagittal apparaissaient comme les paramètres les plus importants, tandis que la correction dans le plan transverse présentait le moins d'importance. Les autres paramètres (lordose, cyphose, angles de Cobb proximale, thoracique et thoraco-lombaire/lombaire, l'orientation des plans de déformation maximum, la mobilité, etc.) s'affichaient comme très variables. Le pourcentage de correction attribué aux différents plans de correction et à la mobilité, c'est-à-dire au

nombre de niveaux non-fusionnés, était également variable. De plus, les objectifs de correction dépendaient aussi des types de courbures. En particulier, le plan de correction coronal était plus important pour les courbures de Lenke de types 2 et 4 que pour les autres types. Tout ceci peut expliquer que plusieurs niveaux de fusion et segments d'instrumentation ont été rapportés, dépendamment des différents types de courbures scoliotiques auxquels les chirurgiens ont dû faire face lors du premier article.

Le type d'instrumentation utilisé peut aussi avoir un certain effet sur la sélection des niveaux de fusion. Quelques études ont démontré que l'utilisation des vis pédiculaires permettait de diminuer la longueur de fusion comparativement aux crochets grâce à leurs avantages biomécaniques marqués. Ainsi, Lenke *et coll.* (2004) démontrent que, comparées aux crochets, les vis pédiculaires réduisent en moyenne de 0.9 le nombre de niveaux de fusion à l'endroit de la vertèbre instrumentée inférieure. Il ne nous a toutefois pas été donné dans le cadre de notre étude d'observer ce phénomène, la raison étant que trop peu de chirurgiens ont proposé des stratégies d'instrumentation par crochets. Par ailleurs, en dépit des avantages biomécaniques des vis, celles-ci sont néanmoins sujettes à des niveaux de fusion très variables.

Cette étude démontre aussi l'existence de plusieurs classes d'instrumentation. Plus de la moitié des chirurgiens ont utilisé la même pour tous les patients, tandis que les autres ont opté pour des types de montages plus adaptés aux courbures scoliotiques. Une étude intra-chirurgien, menée dans un sous-groupe de six chirurgiens, nous a permis de démontrer qu'il existait parmi eux une variabilité considérable. Nous avons pu observer que certains chirurgiens ont effectué des changements de montage d'instrumentation de crochets à vis à un an d'intervalle. Dans certains cas, le changement d'instrumentation influençait également la sélection des niveaux de fusion.

La limite principale de notre premier article provient de la génération des stratégies opératoires qui a été réalisée sur papier à l'aide d'un questionnaire comprenant exclusivement des radiographies préopératoires et des tests d'inflexion latérale. Les chirurgiens étaient donc contraints de donner leurs stratégies d'instrumentation de façon

artificielle, et non dans le contexte d'une opération réelle. De ce fait, les chirurgiens n'étaient pas en mesure d'adapter leur planification à de nouvelles données radiologiques ou caractéristiques peropératoires du patient. De plus, quelques éléments présentaient des incohérences quant à la forme de la tige et aux manœuvres peropératoires du questionnaire; incohérences dues à l'inattention ou l'incompréhension partielle des chirurgiens. Il s'agissait surtout de tiges incomplètes ou manquantes, de manœuvres peropératoires aberrantes, etc. Toutefois, les cas problématiques ont tous été vérifiés, corrigés et validés sous la supervision d'un chirurgien orthopédiste spécialiste de la colonne vertébrale.

Considérant les résultats obtenus lors du premier article, nous confirmons la première partie de notre hypothèse, à savoir qu'il existe une variabilité statistiquement significative dans la stratégie d'instrumentation parmi les chirurgiens. Nos résultats sont comparables aux études qui ont documenté la variabilité des niveaux de fusion (*Lonstein et coll., 1991; Lenke et coll., 1998; Lenke et coll., 2003*) et des stratégies d'instrumentation (*Aubin et coll., 2006*). Lors de la réunion de la *Scoliosis Research Society* (SRS) en 1991, *Lonstein et coll. (1992)* ont présenté une série de 29 cas scoliotiques qui ont été passés en revue par douze chirurgiens. Une grande variabilité dans la sélection des niveaux de fusion a été démontrée. Dans une autre étude présentée par *Lenke et coll. (1998)*, huit membres de la SRS ont passé en revue 27 cas scoliotiques. Une variabilité élevée s'est encore produite dans les niveaux de fusion proximale et distale, exception faite d'un seul des 27 cas où les mêmes niveaux de fusion ont été obtenus par tous les chirurgiens du SRS.

Dans le second article, il nous a été permis d'évaluer l'effet de différentes stratégies d'instrumentation sur les mêmes patients scoliotiques à l'aide d'un modèle biomécanique intégré dans un simulateur de chirurgie. Quelques facteurs liés aux méthodes de modélisation peuvent influencer les résultats globaux de cette étude, notamment les conditions limites appliquées au rachis. Dans tout modèle biomécanique du tronc humain, le choix des conditions limites est compliqué, car aucune partie du rachis n'est complètement fixe dans l'espace (*Stokes et coll. 1999*). Ces conditions doivent être

plausibles et soigneusement choisies pour qu'elles puissent produire des forces de réaction appropriées aux vertèbres frontières (dans notre cas: T1 et L5). D'ailleurs, il faut souligner le fait que plusieurs auteurs (*Stokes et Gardner-Morse, 1993; Gardner-Morse et Stokes, 1994; Lafage et coll., 2004*) ont éprouvé les mêmes difficultés dans l'identification des conditions limites et n'ont pas de meilleures solutions que les nôtres.

Le schéma 5.1 nous montre de mauvaises réactions aux courbures lombaires non-instrumentées dues à des localisations ou à des choix de conditions limites inadéquats. Les vertèbres cervicales et du bassin présenteraient de meilleurs points de fixation pour les conditions limites et pourrait améliorer le réalisme du modèle biomécanique. Mentionnons que le bassin est l'élément essentiel de la station érigée debout ou assise (*Berard et coll., 1997*).

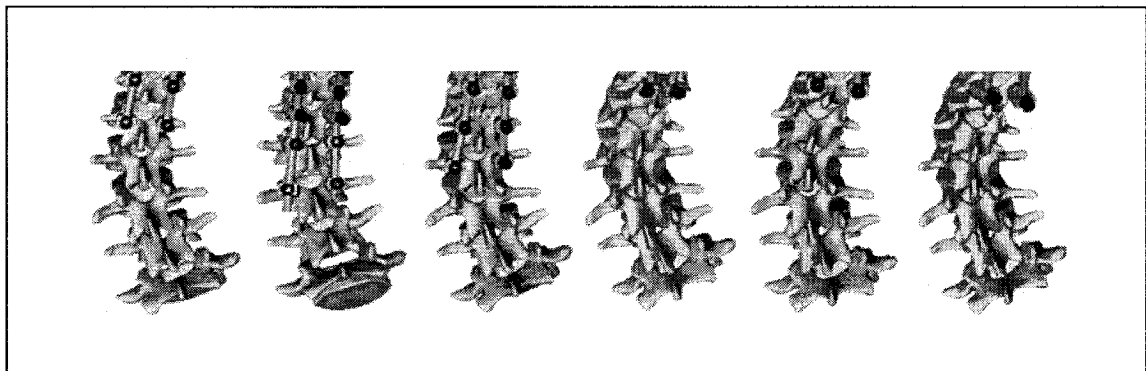


Figure 5.1 Réactions des courbures non-instrumentées

De plus, la gravité et l'attitude posturale (ou contrôle moteur) ne sont pas modélisées lors des simulations. Plus exactement, l'attitude posturale peut varier d'une personne à l'autre, en fonction du moment de la journée, ce qui entraîne une infinité de solutions physiquement acceptables. Cela implique que le comportement des courbures scoliotiques non-instrumentées du modèle n'est pas aussi valide que celui des courbures instrumentées. Cette limite présente un problème à résoudre dans le futur, car les zones mobiles autour d'une arthrodèse rachidienne présentent plus d'intérêts que les zones instrumentées (*Guillaumat, 2004*).

Les forces dans les liaisons implant-vertèbre sont très élevées, plus spécifiquement dans l'axe latéral, dont le maximum atteint 2895N avec une moyenne de 598N pour le cas #4, et dans les vis pédiculaires (tableaux 4.3 et 4.4). Elles présentent des efforts supérieurs à la charge maximale de rupture des vis de plusieurs études (*Liljenqvist et coll., 2001; Hackenberg et coll., 2002; Gayet et coll., 2002*). Ce phénomène peut s'expliquer par le positionnement automatique inapproprié de certains implants sur les vertèbres (figure 5.2). Plusieurs études mentionnent l'influence importante de la position des implants sur les efforts dans les liaisons implant-vertèbre (*Petit et coll., 2003; Aubin et coll., 2003; Stirbu et coll., 2004*). En particulier, Aubin *et coll.* (2003) démontrent qu'une légère modification de la position des implants (déplacement latéral de 2 mm) diminue de 12% les sur-contraintes dans la liaison implant-vertèbre. Néanmoins, d'après Stribu (2004), la présence d'efforts élevés dans les liaisons implant-vertèbre n'influence pas la simulation de la correction post-instrumentation. Mentionnons que le positionnement des implants est directement lié à la qualité de reconstruction de la géométrie des vertèbres et que la modélisation de la liaison implant-vertèbre ne permet pas les petits ajustements faits par les chirurgiens lors d'un véritable cadre opératoire. D'après nos données, rien ne nous laisse croire que les forces sont plus élevées dans les situations où il y a des vis à chaque niveau comparativement à tous les 2 ou 3 niveaux.

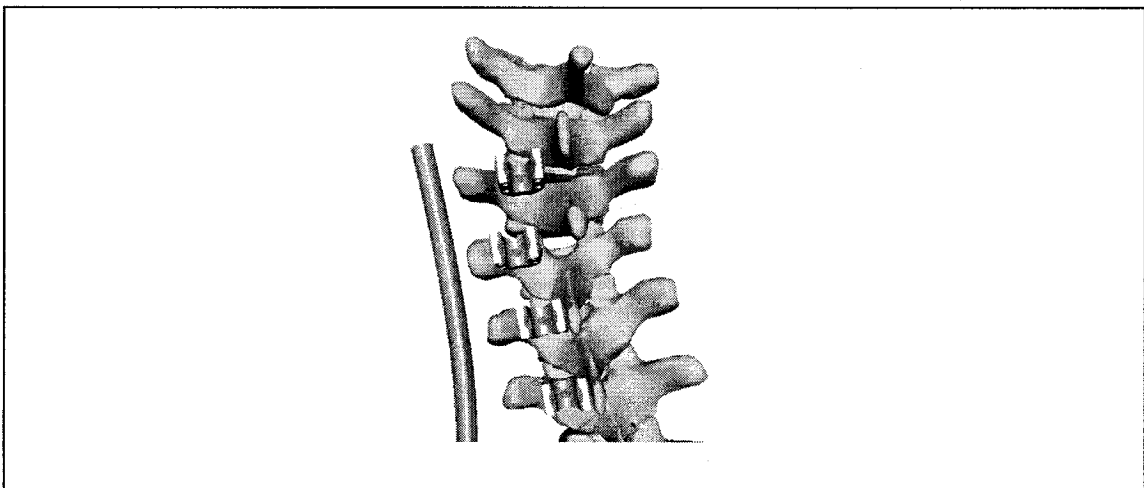


Figure 5.2 Mauvais positionnement des implants

Notre étude est limitée à la correction géométrique seulement. Pour des raisons évidentes, la satisfaction du patient, la perte de sang, la douleur et l'apparence n'ont pas été considérées. Toutefois, une étude de Hafer *et coll.* (1995) montre une corrélation significative entre la satisfaction du patient et le degré de correction.

D'après la littérature, plusieurs études cliniques ont évalué les différents types d'instrumentation sur la correction, mais peu sur les mêmes cas scoliotiques à l'aide d'un simulateur. Seule une étude préliminaire de Lafage *et coll.* (2004) a testé à l'aide d'un modèle par élément finis quelques stratégies d'instrumentation (4) sur 10 cas scoliotiques. Malgré que rien dans cette étude ne puisse être équivalent à nos objectifs, nos conclusions sont analogues à savoir qu'un modèle biomécanique puisse être capable d'investiguer plusieurs stratégies d'instrumentation sur de même cas scoliotique et du même coup, mener à un outil analytique de prédiction lors de la planification préopératoire des chirurgiens. Notre étude se distingue des autres travaux par le fait que les stratégies opératoires simulées sont réelles et représentent l'opinion d'un grand groupe de chirurgiens expérimentés.

Considérant les résultats obtenus lors de notre deuxième article et en précisant les limites, la deuxième partie de notre hypothèse principale à savoir que certains paramètres ont un effet significatif sur la correction scoliotique du rachis est confirmée avec quelques réserves. Malgré les limites énoncées antérieurement au sujet de notre modélisation, notamment par rapport aux mauvaises réactions aux courbures non-instrumentées, nous maintenons que les vis pédiculaires permettent d'obtenir une meilleure correction 3D que les crochets et que le nombre de niveaux de fusion a un impact important sur la correction réalisée. Nos résultats sont en accord avec plusieurs études et évidences cliniques, dont en particulier celles de Kim *et coll.* (2004, 2006) et Chen (2004). Par contre, notre sous-hypothèse que les vis mono-axiales réalisent une meilleure correction 3D du rachis que les vis multi-axiales n'a pu être entièrement confirmée. Il a été trouvé que l'utilisation des vis mono- et multi-axiales donne des résultats comparables, résultats analogues à ceux de Kuklo *et coll.* (2005). Il faut mentionner toutefois que l'utilisation de la manœuvre *direct apical vertebra derotation*

exclusive aux vis mono-axiales n'a pas été réalisée lors de nos simulations. Les avantages biomécaniques accrus des vis mono-axiales n'ont donc pas été pleinement vérifiés.

Ce projet de recherche est original et intéressant pour les cliniciens car il documente et analyse pour la toute première fois la variabilité de l'instrumentation chirurgicale et des effets engendrés sur la correction post-instrumentation. Les résultats sont importants car ils permettent de rendre compte de l'effet empirique des stratégies d'instrumentation des chirurgiens sur les mêmes patients scoliotiques. Malgré les limites actuelles de la modélisation, le simulateur de chirurgie s'avère un outil prometteur dans la prise de décision rationnelle des chirurgiens et pour l'optimisation de stratégies d'instrumentation.

Conclusion et recommandations

Ce dernier chapitre présente les conclusions et les recommandations relatives aux objectifs et hypothèses fixés au début du projet. L'objectif principal de ce projet de maîtrise était d'analyser les effets biomécaniques de différentes stratégies d'instrumentation sur la correction chirurgicale du rachis scoliotique. L'hypothèse principale de ce mémoire était qu'une variabilité significative existe dans la planification préopératoire des stratégies d'instrumentation d'un groupe de chirurgiens expérimentés, et que certains paramètres d'instrumentation avaient un effet significatif sur la correction scoliotique du rachis. La vérification de cette hypothèse a été réalisée selon deux approches distinctes correspondant à deux publications: une étude de documentation et une étude de simulations biomécaniques.

La première partie de ce mémoire portait sur la planification préopératoire d'instrumentations chirurgicales par l'approche Cotrel-Dubousset Horizon. Elle visait à documenter et à analyser les stratégies préopératoires d'instrumentation de cinq patients scoliotiques. La réalisation de la première partie de ce projet a nécessité l'implication de trente-deux chirurgiens *fellows* du *Scoliosis Research Society* et membre du *Spinal Deformity Study Group* (SDSG). La méthodologie a nécessité l'utilisation d'un questionnaire contenant les radiographies PA et LAT prémesurées de tous les patients scoliotiques. Cinq patients ont été choisis pour représenter les courbures scoliotiques les plus répandues. Des tests d'inflexion latérale droite et gauche ont été utilisés pour montrer la flexibilité des patients. Une étude de variabilité intra-chirurgien a aussi été faite sur un sous-groupe de six chirurgiens.

La seconde partie du mémoire avait comme objectif spécifique d'évaluer l'effet de la variabilité des stratégies d'instrumentation sur la correction, d'en déterminer celle produisant la meilleure correction 3D, de comparer les corrections entre les vis mono-versus multi-axiales et enfin, d'évaluer l'effet des différents niveaux de fusion sur la correction. L'utilisation d'un modèle biomécanique du rachis implanté dans un

simulateur de chirurgie nous a permis d'investiguer l'effet post-instrumentation de 50 stratégies d'instrumentation sur cinq patients scoliotiques à l'aide de la planification préopératoire des chirurgiens du premier article. Une fonction-objectif nous a permis d'évaluer la meilleure stratégie d'instrumentation parmi tous les cas simulés.

En réponse à notre hypothèse principale, nous concluons qu'une grande variabilité inter-chirurgien a été démontrée concernant les choix des implants, les niveaux de fusion de même que les manœuvres peropératoires, et que diverses stratégies d'instrumentation produisent des résultats assez différents dépendamment des cas scoliotiques. En particulier, nous concluons que:

1. Les vis pédiculaires fournissent une meilleure correction 3D que les autres instrumentations (montages par crochets et hybride);
2. Les différents niveaux de fusion ont une influence importante sur la correction.

Voici les recommandations qui peuvent être faites au modèle biomécanique:

1. Afin de raffiner la modélisation des courbures non-instrumentées et des conditions limites,
 - a. Introduire le contrôle postural et la gravité afin de permettre l'évaluation de l'équilibre coronal et sagittal, paramètres les plus importants lors d'une correction 3D (*Majdouline et coll., 2006*).
 - b. Introduire le bassin et les vertèbres cervicales afin de pouvoir aussi analyser le comportement de ces régions;
2. Conduire une étude de sensibilité afin d'analyser plus en détail l'effet de la tige et des autres paramètres chirurgicaux.

La suite logique de ce projet vise à développer une méthode permettant d'exploiter le simulateur afin d'optimiser les paramètres d'instrumentation chirurgicale.

De plus, il est recommandé aux chirurgiens:

1. De se pencher sur les objectifs de correction pour les différents types de rachis scoliotique afin d'en arriver à un consensus;
2. D'évaluer les paramètres chirurgicaux et l'impact sur la satisfaction du patient.

De grands progrès ont été réalisés dans le traitement chirurgical de la scoliose au cours des trois dernières décennies. On a qu'à penser à l'analyse tridimensionnelle du rachis scoliotique, au développement d'une imagerie médicale moins invasive, et à la création de nouveaux types d'instrumentations et de techniques peropératoires. Ces nouvelles techniques ont contribué à réduire l'impact de la chirurgie (durée de la convalescence, invasivité, etc.), à améliorer la qualité de vie, l'apparence et la satisfaction des patients afin de leur permettre un retour rapide à la vie active. Nous croyons que l'apport des modèles biomécaniques aux traitements de la scoliose sera la grande innovation dans le domaine des maladies musculo-squelettiques prochainement. Cette démarche peut constituer un outil essentiel pour prédire la façon de corriger la géométrie rachidienne et ainsi aider le chirurgien dans le choix d'instrumentation chirurgicale nécessaire à la correction de la scoliose de la colonne vertébrale. Il faut toutefois rappeler que les modèles biomécaniques ont été développés pour aider les chirurgiens dans leur prise de décisions lors de leur planification préopératoire et non de raisonner à leur place.

Cette étude ne permet pas de conclure de façon définitive quelle stratégie d'instrumentation (type d'instrumentation, niveaux de fusion, etc.) procure la correction optimum pour un type de patient donné, mais permet toutefois de dégager plusieurs conclusions et réflexions intéressantes sur l'utilisation d'un modèle biomécanique dans l'évaluation des stratégies d'instrumentation sur la correction. Cette étude biomécanique nous a permis de démontrer la possibilité d'utiliser un simulateur de chirurgie du rachis pour simuler différents choix de stratégies d'instrumentation sur les mêmes patients scoliotiques.

Références

- AKCALI, O, ALICI, E, KOSAY, C. 2002. «Apical instrumentation alters the rotational correction in adolescent idiopathic scoliosis». *Eur Spine J.* 12:2. 124-9.
- AUBIN, CE, DANSEREAU, J, PARENT, F, LABELLE, H, et DE GUISE, JA. 1997. «Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine». *Med Biol Eng Comput.* 35:6. 611-8.
- AUBIN, CE, DANSEREAU, J, PETIT, Y, PARENT, F, DE GUISE, JA, et LABELLE, H. 1998. «Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks». *Eur Spine J.* 7:1. 59-65.
- AUBIN, CE, DESCRIMES, JL, DANSEREAU, J, SKALLI, W, LAVASTE, F, et LABELLE, H. 1995. «Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method». *Ann Chir.* 49:8. 749-61.
- AUBIN, CE, LOBEAU, D, LABELLE, H, MAQUINGHEN-GODILLON, AP, LE BLANC, R, et DANSEREAU, J. 1999. «Planes of maximum deformity in the scoliotic spine». *Research into Spinal Deformities* 2. Stokes, I. A. F., P. 45-48.
- AUBIN, CE, TREDWELL, S, ASHER, M. 1998. «The empirical (trial and error) approach to treatment is better than the scientific approach». 2nd Scientific meeting of The International Research Society of Spinal Deformities, USA.
- AUBIN, CE, PETIT, Y, STOKES, IA, POULIN, F, GARDNER-MORSE, M, et LABELLE, H. 2003. «Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine». *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 6:1. 27-32.
- AUBIN, CE, GOUSSEV, V, et PETIT Y. 2004. «Biomechanical Modeling of Segmental Instrumentation for Surgical correction of 3D Spinal Deformities Using Euler-Bernoulli

Thin-Beam Elastic Deformation Equations». *Medical & Biological Engineering & Computing*. 42:2. 216-21.

AUBIN, CE, LABELLE, H, et CIOLOFAN OC. 2006. «Variability of spinal instrumentation configurations in adolescent idiopathic scoliosis». *Eur Spine J*. 14; 1-8.

AUBIN, CE, ROBITAILLE, M, CIOLOFAN, OC, et LABELLE, H. 2005. «What are the goals of surgical correction in adolescent idiopathic scoliosis?» 12th International Meeting on Advanced Spinal Techniques, Banff, Alberta, Canada.

BARBER, JW, BODEN, SD, et GANEY, T. 1998. «Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength?» *J Spinal Discord*. 11:3. 215-20.

BARR, SJ, SCHUETTE, AM, et EMANS, JB. 1997. «Lumbar pedicle screws versus hooks. Results in double major curves in adolescent idiopathic scoliosis.» *Spine*. 22. 1369-79.

BASMAJIAN, JV. 1976. *Anatomie*. 7ème ed. Baltimore, É.-U.: The Williams & Wilkins Company. 461p.

BERARD, J. 1997. *La scoliose idiopathique (monographie du geop)*. Editions: Sauramps, 360 pages.

BERNHARDT, M, et BRIDWELL, KH. 1989. «Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction». *Spine*. 14:7. 717-21.

BOSEKER, EH, MOE, JH, WINTER, RB, et KOOP, SE. 2000. «Determination of "normal" thoracic kyphosis: a roentgenographic study of 121 "normal" children». *J Pediatr Orthop*. 20:6. 796-8.

BRIDWELL, KH, MCALLISTER, JW, BETZ, RR, HUSS G, CLANCY, M, et SCHOENECKER, PL. 1991. «Coronal decompensation produced by Cotrel-Dubousset "derotation" maneuver for idiopathic right thoracic scoliosis». *Spine*. 16:7. 769-777.

BRIDWELL, KH. 1994. «Surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis: the basics and the controversies». *Spine*. 19:9. 1095-1100.

BRIDWELL, KH. 1999. «Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis». *Spine*. 24:24. 2607-2616.

CARRIER, J, AUBIN, CE, TROCHU, F et LABELLE, H. 2003. «Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Dual Kriging». *J Biomech Eng*. 127:4. 680-91.

CHEN, PQ, YEN, LJ. 1991. «Cotrel-Dubousset instrumentation for spinal deformity – a preliminary report. *J Orthop Assoc*. 8. 39-50.

CHEN, PQ. «Management of scoliosis». 2003. *J Formos Med Assoc*. 102:11. 751-61.

CHEN, PQ, et YEN, LJ. 2001. «A 8 to 13-year follow-up of Cotrel-Dubousset instrumentation for the correction of King II and III adolescent idiopathic scoliosis». Presented at the 21st annual combined meeting of the ASEAN and IOA, Bali.

CHERIET, F, DELORME, S, LABELLE, H, AUBIN, CE, DE GUISE, JA et DANSEREAU, J. 1999. «Intraoperative 3D reconstruction of the scoliotic spine from biplanar radiographic images». *Research in to Spinal Deformities 2*. I.A.F. Stokes ed. IOS Press. 187-190.

CHANG, KW. 2003. «Cantilever bending techniques for the treatment of large and rigid scoliosis». *Spine*. 28:21. 2452-8.

CHERIET, F, DELORME, S, DANSEREAU, J, AUBIN, CE, DE GUISE, JA et LABELLE, H. 1998. «Perioperative radiographic reconstruction of the scoliotic vertebral column», *Ann. Chir.* 53(8), 808–815.

COBB, JR. 1948. «Outline for the study of scoliosis». *Am Acad Orthop Surg Instruct Lect.* 5. 261-275.

COCHRAN, T, IRSTAM, L, NACHEMSON, A. 1983. «Long-term anatomic and functional changes in patients with adolescent idiopathic scoliosis treated by Harrington rod fusion». *Spine.* 8:6. 576-84.

CONNOLLY, PJ, VON SCHROEDER, HP, JOHNSON, GE, KOSTUIK, JP. 1995 «Adolescent idiopathic scoliosis. Long-term effect of instrumentation extending to the lumbar spine». *J Bone Joint Surg Am.* 77:8. 1210-6.

COONRAD, RW, MURRELL, GAC, MOTLEY, G, et AL. 1998 «A logical Coronal Pattern Classification of 2000 consecutive idiopathic scoliosis cases based on the Scoliosis Research Society-defined apical Vertebra». *Spine.* 23:12. 1380–90.

COTTALORDA, J, et KOHLER, R. 1997. «Recueil terminologique de la scoliose idiopathique». In: *La scoliose idiopathique* (sous la direction de J. Bérard et R. Kohler), éd Sauramps Médical. 33-40.

COTREL, Y, DUBOUSSET, J, et GUILLAUMAT, M. 1988. «New universal instrumentation in spinal surgery». *Clin Orthop.* 227. 10-23.

CHUSSEAU, S, MAQUINGHEN-GODILLON, A-P, LEPOUTRE, F-X, CHOPIN, D. 2000. «SADEPO: Remémoration de Cas pour l'aide à la décision en chirurgie Corrective de la Scoliose». *ITBM.* 21. 78-83.

CUMMINGS, RJ, LOVELESS, EA, CAMPBELL, J, SAMELSON, S, MAZUR, JM. 1998. «Interobserver reliability and intraobserver reproducibility of the system of King et al. for the classification of adolescent idiopathic scoliosis». *J Bone Joint Surg Am.*

80:8. 1107-11.

DANSEREAU, J, BEAUCHAMP, A, DE GUISE, JA, et LABELLE, H. 1990 «Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographics and imaging techniques». *16th conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering, Toronto, Canada*. 2. 61-64.

DANSEREAU, J, LABELLE, H, et AUBIN, CE. 1993. «3-D personalized parametric modelling of reconstructed scoliotic spines». *IVth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*. Montlignon, France (boanfe)1.6-1.9.

DE GIORGI, G, STELLA, G, BECCHETTI, S, MARTUCCI, G, et MISCIOSCIA D. 1999. «Cotrel-Dubousset instrumentation for the treatment of severe scoliosis». *Eur Spine J*. 8:1. 8-15.

DE JONGE, T, DUBOUSSET, JF, ILLES T. 2002. «Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis». *Spine*. 27. 754-61.

DELORME, S, et LABELLE, H. 1998. «Correction of adolescent idiopathic scoliosis: the use of 3D geometrical and mechanical modeling of the spine to understand and predict the effects of brace treatment and of surgery». *Journal of Japanese Scoliosis Society*. 13:1.

DELORME, S, LABELLE, H, POITRAS, B, RIVARD, CH, COILLARD, C, et DANSEREAU, J. 2000. «Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis». *J Spinal Disord*. 13:2. 93-101.

DELORME, S, LABELLE, H, et AUBIN, CE. 2000. «Intra-operative Comparison of Two Instrumentation Techniques for the Correction of Adolescent Idiopathic Scoliosis - Rod Rotation and Translation». *Spine*. 25(suppl). 77-83.

DELORME, S, PETIT, Y, DE GUISE, JA, LABELLE, H, AUBIN, CE, et DANSEREAU, J. 2003. «Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution

geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images». *IEEE Trans Biomed Eng.* 50:8. 989-98.

DICKSON, JH, MIRKOVIC, S, NOBLE, PC, NALTY, T, et ERWIN WD. 1995. «Results of operative treatment of idiopathic scoliosis in adults». *J Bone Joint Surg Am.* 77:4. 513-23.

DUBOUSSET, J. 1993. «L'instrumentation de Cotrel-Dubousset: stabilisation rachidienne et correction des déformations». *Rachis.* 5:6. 287-296.

DUBOUSSET, J. 1999. «C-D Horizon: A New Cotrel-Dubousset Instrumentation. Spinal Instrumentation». 2nd ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 85S-97S.

DUBOUSSET, J, et COTREL, Y. 1991. «Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities». *Clin Orthop.* 264. 103-10.

DUKE, KK. 2001. *The Design of Instrumentation for Force Measurement During Scoliosis Surgery.* 107p. Mémoire de maîtrise es sciences en génie mécanique, Université d'Alberta.

FARAJ, AA, WEBB, JK. 1997. «Early complications of spinal pedicle screw». *Eur Spine J.* 6:5. 324-6.

GARDNER-MORSE, MG, et STOKES, IA. 1994. «Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation». *J Biomech.* 27:2. 177-81.

GARDNER-MORSE, MG, LAIBLE, JP, et STOKES, IA. 1990. «Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis». *J Biomech Eng.* 112:4. 481-3.

GAYET, LE, PRIES, P, HAMCHA, H, CLARAC, JP, et TEXEREAU, J. 2002. «Biomechanical study and digital modeling of traction resistance in posterior thoracic

implants». *Spine*. 27:7. 707-14.

GHISTA, DN, VIVIANI, GR, SUBBARAJ, K, LOZADA, PJ, SRINIVASAN, TM, et BARNES, G. 1988. «Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction». *J Biomech*. 21:2. 77-88.

GIGNAC, D, AUBIN, CE, DANSEREAU, J, et LABELLE, H. 2000. «Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model». *Eur Spine J*. 9:3, 185-90.

GODILLON-MAQUINGHEN, AP, OUVÉLOT, V, AUBIN, CE, VILLEMURE, I, et LABELLE, H. 2000. «Correlation study between indices describing the scoliotic spine». *Research into Spinal Deformities 3*. Clermont Ferrand, France P. 140-143.

GOEL, VK, KIM, YE, LIM, TH, et WEINSTEIN, JN. 1988. «An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation». *Spine*. 13:9. 1003-11.

GOLDSTEIN, LA. 1964. «The surgical management of scoliosis». *Clin Orthop*. 35: 95-115.

GRAY, JM, SMITH, BW, ASHLEY, RK, LAGRONE, MO, et MALL, J. 1991. «Derotational analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis». *Spine*. 16:8. S391-3.

GUILLAUMAT M. 2004. «Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte jeune » *Revue du rhumatisme*. 71:2. 145-159.

HACKENBERG, L, LINK, T, et LILJENQVIST, U. 2002. «Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density». *Spine*. 27:9. 937-42.

HAHER, TR, MEROLA, A, ZIPNICK, RI. 1995. «Meta-analysis of surgical outcome in adolescent idiopathic scoliosis: a 35-year English literature review of 11,000 patients».

Spine. 20:1575-84.

HAMILL, CL, LENKE, LG, BRIDWELL, KH, CHAPMAN, MP, BLANKE, K, et BALDUS, C. 1996. «The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis». Is it warranted?. *Spine*. 21:10. 1241-9.

HALM, H, NIEMEYER, T, LINK, T, et LILJENQVIST, U. 2000. «Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis». *Eur Spine J*. 9. 191-7.

HARRINGTON, PR. 1973. «The history and development of Harrington instrumentation». *Clin Orthop Relat Res*. 93: 110-2.

HARRINGTON, PR. 1972. «Technical details in relation to the successful use of instrumentation in scoliosis». *Orthop Clin North Am*. 3. 49-67.

HELENIUS, I, REMES, V, et YRJÖNEN, T. 2003. «Harrington and Cotrel-Dubousset instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis». *Journal of Bone and Joint Surgery*. 85. 2303-2309.

HELLER, JG, SHUSTER, JK, HUTTON, WC. 1999. «Pedicle and transverse process screws of the upper thoracic spine. Biomechanical comparison of loads to failure». *Spine*. 1:24. 654-8.

HIRANO, T, HASEGAWA, K, TAKAHASHI, HE, UCHIYAMA, S, HARA, T, WASHIO, T, SUGIURA, T, YOKAICHIYA, M, et IKEDA, M. 1997. «Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability». *Spine*. 1:22. 2504-9.

JACKSON et coll. (2004) Proceedings of the NASS 19th Annual Meeting / The Spine Journal 4 Rod contouring and direct vertebral rotation using thoracic pedicle screw fixation enhances 3d correction compared to rod rotation with hooks in idiopathic scoliosis at 8 years follow up.

JAREMKO, JL, PONCET, P, RONSKY, J, HARDER, J, DANSEREAU, J, LABELLE, H, et ZERNICKE, RF. 2002. «Comparison of Cobb angles measured manually, calculated from 3-D spinal reconstruction, and estimated from torso asymmetry». *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 5:4. 277-81.

JARVIS, JG, GREENE, RN. 1996. «Adolescent idiopathic scoliosis. Correction of vertebral rotation with use of Wisconsin segmental spinal instrumentation». *J Bone Joint Surg.* 78A:1707-12.

KING, HA, MOE, JH, BRADFORD, DS. 1983. «The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis». *J Bone Joint Surg Am.* 65. 1302-13.

KIM, YJ, LENKE, LG, KIM, J. 2006. «Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis». *Spine.* 31. 291-8.

KIM, YJ, LENKE, LG, BRIDWELL, KH. 2004. «Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe?». *Spine.* 29. 333-42.

KNIGHT, R, JACKSON, RP, KILLIAN, JT, et STANLEY, EA. 2002. Scoliosis Research Society. *White Paper on Sagittal Plane Alignment.*

KRISMER, M, BAUER, R, STERZINGER, W. 1992. «Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three-dimensional correction». *Spine.* 17. 263-9.

KUKLO, TR, POTTER, BK, POLLY, DW. 2005. «Monoaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis». *Spine.* 15. 2113-20.

KUKLO, TR, POTTER, BK, POLLY, DW, et O'BRIEN, MF. 2005. «Reliability analysis for manual adolescent idiopathic scoliosis measurements». *Spine.* 30. 444-454.

LABELLE, H, DANSEREAU, J, BELLEFLEUR, C, DE GUISE, J, RIVARD, CH, et POITRAS, B. 1995. «Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure». *Spine*. 20:12. 1406-9.

LAFAGE, V, DUBOUSSET, J, LAVASTE, F, et SKALLI, W. 2004. «3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction». *Comput Aided Surg*. 9:1. 17-25.

LAFAGE, V, DUBOUSSET, J, LAVASTE, F, et SKALLI W. 2002. «Finite element simulation of various strategies for CD correction». *Stud Health Technol Inform*. 91:428-32.

LAGRONE, MO, BRADFORD, DS, MOE, JH, LONSTEIN, JE, WINTER, RB, et OGILVIE JW. 1988 «Treatment of symptomatic flatback after spinal fusion». *J Bone Joint Surg Am*. 70:4. 569-80.

LANDRY, C, LABELLE, H, DANSEREAU, J, LIBERGE, J, ASHER, J, et DE GUISE, J. 1998 «Caractéristiques morphométriques d'un rachis scoliotique». *Annales de chirurgie*. 52:8. 784-790.

LE BORGNE, P. 1998. *Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset*. 155p. Thèse de doctorat en génie mécanique, École Nationale Supérieure d'Arts & Métiers.

LE BORGNE, P, SKALLI, W, DUBOUSSET, J, DANSEREAU, J, ZELLER, R, et LAVASTE, F. 1998b. Finite Element Model of scoliotic spine: Mechanical Personalization. *4th International Symposium on three dimensional scoliotic deformities*. Vermont, USA.

LE BLANC, R, LABELLE, H, POITRAS, B, RIVARD, CH, et KRATZENBERG, J. 1996. «3-D evaluation of posture in normal and scoliotic adolescents». *Ann Chir*. 50:8. 631-6.

LEE, CK, DENIS, F, WINTER, RB, ET LONSTEIN, JE. 1993 «Analysis of the upper

thoracic curve in surgically treated idiopathic scoliosis. A new concept of the double thoracic curve pattern». *Spine*. 18. 1599-608.

LEE, SM, SUK, S, et CHUNG, ER. 2004. «Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis». *Spine*. 29. 343-9.

LEHMAN, RA, POLLY, DW, KUKLO, TR. 2003. «Straight-forward versus anatomic trajectory techniques of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis». *Spine*. 28. 2058-65.

LEHMAN, RA, KUKLO, TR. 2003. «Use of the anatomic trajectory for thoracic pedicle screw salvage after failure/violation using the straight-forward technique: a biomechanical analysis». *Spine*. 28. 2072-7.

LENKE, LG, BRIDWELL, KH, BALDUS, C, et BLANKE, K. 1992. «Preventing decompensation in King type II curves treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. Strict guidelines for selective thoracic fusion». *Spine*. 17. S274-81.

LENKE, LG, BETZ, RR, BETZ, R. 1998. «Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis». *J Bone Joint Surg Am*. 80. 1097-106.

LENKE, LG, BRIDWELL, KH, BLANKE, K. 1998. «Radiographic results of arthrodesis with Cotrel-Dubousset instrumentation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a five to ten years follow-up study». *J Bone Joint Surg Am*. 80. 807-14.

LENKE, LG, BETZ, RR, HAHER, TR, LAPP, MA, MEROLA, AA, HARMS, J et SHUFFLEBARGER, HL. 2001. «Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels». *Spine*. 26. 2347-53.

LENKE, LG, KIM, YJ, RINELLA, AS. 2002. «Treatment of spinal deformity utilizing thoracic pedicle screws». *Semin Spine Surg.* 14. 66-87.

LENKE, LG, BETZ, RR, HARMS, J, BRIDWELL, KH, CLEMENTS, DH, LOWE, TG. et BLANKE, K. 2001. «Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis». *J Bone Joint Surg Am.* 83A. 1169-81.

LENKE, LG. 2004. «Debate: Resolved, a 55° Right Thoracic AIS Curve Should Be Treated by Posterior Spinal Fusion and Segmental Instrumentation Using Thoracic Pedicle Screws». *J Pediatr Orthop.* 24. 329-334.

LENKE, LG, BETZ, RR. 2002. «Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis». *Spine.* 27. 604-611.

LENKE, LG. «Posterior scoliosis correction of King II curves: Hooks and rods. Surgical Techniques of the Spine». Hafer TR, Merola AA, New York, New York, Thieme, pp 145-151, 2003.

LENKE, LG, BRIDWELL, KH, BALDUS, C, BLANKE, K. 1992. «Analysis of pulmonary function and axis rotation in adolescent and young adult idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel–Dubousset instrumentation». *J Spinal Disord.* 5:16–25.

LENKE, LG, BRIDWELL, KH, BLANKE, K, BALDUS, C. 1995. «Analysis of pulmonary function and chest cage dimension changes after thoracoplasty in idiopathic scoliosis». *Spine.* 20:1343–50.

LIU, C-L, KAO, H-C, WANG, S-T, LO, W-H, et CHENG, C-K. 1998. «Biomechanical evaluation of a central rod system in the treatment of scoliosis». *Clin Biomech.* 13. 548-559.

LONSTEIN, JE. 1994. «Adolescent idiopathic scoliosis». *Lancet.* 344. 1407-12.

- LONSTEIN, JE. 1992. «Decompensation with Cotrel-Dubousset instrumentation: a multi-center study». *Orthop Trans.* 16:158.
- LILJENQVIST, UR, HALM, HF et LINK, TM. 1997. «Pedic screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis». *Spine.* 22. 2239-45.
- LILJENQVIST, UR, HACKENBERG, L, LINK, T, HALM H. 2001. «Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine». *Acta Orthop Belg.* 67 :2. 157-63.
- LILJENQVIST, UR, LEPSIEN, U, HACKENBERG, L, NIEMEYER, T et HALM, H. 2002. «Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis». *Eur Spine J.* 11. 336-43.
- LUCE, F. 2004. Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose. École Polytechnique de Montréal.
- LUQUE, ER. 1982. Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clin Orthop Relat Res.* 163. 192-8.
- MAJD, M, HOLT, RT et CASTRO, FP. 2003. «Selection of fusion levels in scoliosis surgery». *Journal of Spinal Disorders & Techniques.* 16. 71-82.
- MAJDOULINES, Y, AUBIN, CE, ROBITAILLE, M, SARWARK, J, LABELLE, H. 2006. «Variability of Scoliosis Correction Objectives in Adolescent Idiopathic Scoliosis». *Spine (soumis)*.
- MARGULIES, JY, FLOMAN, Y, ROBIN, GC. 1998. «An algorithm for selection of instrumentation levels in scoliosis». *Eur Spine J.* 7. 88-94.
- MARIEB, E. N. 1993. «Anatomie et physiologie humaine». Montréal, Canada: Éditions du renouveau pédagogique. 1014p.

MARY, P. 2004. «Prise en charge de la scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adolescent». *Revue du rhumatisme*. 71:2. 160-170.

MCCANCE, SE, DENIS, F, LONSTEIN, JE. 1998. «Coronal and sagittal balance in surgically treated adolescent idiopathic scoliosis with the King II curve pattern: a review of 67 consecutive cases having selective thoracic arthrodesis». *Spine*. 23. 2063-73.

MEROLA, AA, HAHER, TR, BRKARIC, M. 2002. «A Multicenter Study of the Outcomes of the Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Using the Scoliosis Research Society (SRS) Outcome Instrument». *Spine*. 15:27. 2046-51.

MORRISSY, RT, et WEINSTEIN, SL. 2001. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

MUSCHIK. 1999. «Dorsal instrumentation for idiopathic adolescent thoracic scoliosis: rod rotation versus translation». *Eur Spine J*. 8:2. 93-9.

O'BRIEN, MF, LENKE, LG, MARDJETKO, S, LOWE, TG, KONG, Y, ECK, K, SMITH D. 2000. «Pedicule morphology in thoracic adolescent idiopathic scoliosis: is pedicle fixation an anatomically viable technique?». *Spine*. 15:25. 2285-93.

O'BRIEN, MF, KUKLO, TR, BLANKE, KM, LENKE LG.: Co-Editors-in-Chief. «Radiographic Measurement Manual» Spinal Deformity Study Group, Medtronic Sofamor Danek USA, Inc. Fall 2004.

OGON, M, GIESINGER, K, BEHENSKY, H. 2002. Interobserver and intraobserver reliability of Lenke's new scoliosis classification system. *Spine*. 27. 858-862.

O'BRIEN, MF, LENKE, LG, MARDJETKO, S, LOWE, TG, KONG, Y, ECK, K, SMITH, D. 2000. «Pedicule morphology in thoracic adolescent idiopathic scoliosis (AIS): is pedicle fixation an anatomically viable technique?». *Spine*. 25:18. 2285-93.

PANJABI, MM, BRAND, RA, et WHITE, AAD. 1976. «Three-dimensional flexibility

and stiffness properties of the human thoracic spine». *J Biomech.* 9:4. 185-92.

PARENT, S, LABELLE, H, SKALLI, W, DE GUISE, J. 2004. «Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines». *Spine.* 1:29. 239-48.

PATWARDHAN, AG, SONI, AH, SULLIVAN, JA, JR, GUDAVALLI, MR, SRINIVASAN V. 1982. «Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load-part II: simulation study». *J Biomech Eng*, 104(2):112-8.

PERDRIOLLE, R. 1979. *La scoliose : son étude tridimensionnelle*. Paris, France: Maloine S.A. 142p.

PETIT, Y. 2003. *Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale*. 190p. Thèse de philosophae doctor en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

PETIT, Y, AUBIN, CE, et LABELLE, H. 2004. «Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine». *Med Biol Eng Comput.* 42:1. 55-60.

POTTER, B. 2004. «Anatomy and biomechanics of thoracic pedicle screw instrumentation». *Current Opinion in Orthopaedics.* 15. 133-144.

POTTER, BK, ROSNER, MK, LEHMAN, RA, JR, POLLY, DW, JR, SCHROEDER, TM, KUKLO, TR. 2005. «Reliability of end, neutral, and stable vertebrae identification in adolescent idiopathic scoliosis». *Spine.* 15:30. 1658-63.

POULIN, F. 1998. *Modélisation biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique*. 152p. Mémoire de maîtrise es sciences appliquées en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

POULIN, F, AUBIN, CE, STOKES, IA, GARDNER-MORSE, M, et LABELLE, H. 1998. «Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible

elements: a feasibility study». *Ann Chir.* 52:8. 761-7.

PROPST-PROCTOR, SL, BLECK EE. 1983. «Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children». *J Pediatr Orthop.* 3:3. 344-6.

PRUIJS JE, HAGEMAN MA, KEESSEN W, VAN DER MEER R, VAN WIERINGEN JC. 1994. «Variation in Cobb angle measurements in scoliosis». *Skeletal Radiol.* 23:7. 517-20.

PUNO, RM, AN, KC, PUNO, RL, JACOB, A, et CHUNG, SS. 2003. «Treatment recommendations for idiopathic scoliosis: an assessment of the Lenke classification». *Spine.* 28. 2102-15.

QIU, G, ZHANG, J, WANG, Y. 2005. «A new operative classification of idiopathic scoliosis: a Peking union medical college method». *Spine.* 30. 1419-26.

ROAF, R. 1960. «Vertebral growth and its mechanical control». *J Bone Joint Surg Br.* 42-B: 40-59.

ROGALA, EJ, DRUMMOND, DS, GURR, J. 1978. «Scoliosis: incidence and natural history. a prospective epidemiological study». *J Bone Joint Surg.* 60-A. 173-176.

ROHMILLER, MT, NEWTON, PO, MEROLA, A. 2004. «Does correlation exist between instrumentation type, number of fixation points, and cost in the surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis?». SRS 39TH Annual Meeting, Buenos Aires, Argentina.

RICHARDS, BS, BIRCH, JG, HERRING, JA. 1989. «Frontal and sagittal plane balance following Cotrel-Dubousset instrumentation for idiopathic scoliosis». *Spine.* 14. 733-7.

RICHARDS, BS, SUCATO, DJ, KONIGSBERG, DE, OUELLET, JA. 2003 «Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for

adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured». *Spine*. 28:11. 1148-56.

RINELLA, AS, LENKE, LG. 2002. «Complication associated with thoracic pedicle screws». *Sem in Spine Surg: Complications in Spine Surgery*, Alex Vaccaro (ed) 14. 125-35.

RINELLA, AS, KIM, JA, LENKE, LG. «Posterior correction techniques of scoliosis». In : Bradford DS, ed. *Masters Series in Orthopaedic Surgery Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins*, 2004 ; 231-246.

SAWATZKY, BJ, TREDWELL, SJ, JANG, SB, BLACK, AH. 1998. «Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis». *Spine*. 1998 Jan 15;23(2):201-5.

SKALLI, W, ROBIN, S, LAVASTE, F, et DUBOUSSET, J. 1993. «A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three- dimensional geometric and mechanical model». *Spine*. 18:5. 536-45.

STAGNARA. 1982. Scoliosis in adults. «Consequences of idiopathic scoliosis in adulthood». *Chirurgie*. 108:4, 356-63.

STEIB JP. «Y a t il une alternative à la rotation de la tige dans le traitement chirurgical des scolioses? Recueil du GES, 1994: 25: 193-198.

STORER, SK, VITALE, MG, HYMAN, JE. 2005. «Correction of adolescent idiopathic scoliosis using thoracic pedicle screw fixation versus hook constructs». *J Pediatr Orthop*. 25. 415-9.

SOFAMOR DANEK GROUP . 1996. *CD Horizon Spinal System*. Sofamor Danek. 25p.

STOKES, IA. 1989. «Axial rotation component of thoracic scoliosis». *J Orthop Res*. 7:5. 702-8.

STOKES, IA. 1994. «Three-dimensional terminology of spinal deformity». A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine*. 19. 236-248.

STOKES, IA, ARONSON, DD, RONCHETTI, PJ, LABELLE, H, et DANSEREAU, J. 1993. «Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better». *J Spinal Disord*. 6:4. 333-8.

STOKES, IA, BIGALOW, LC, et MORELAND, MS 1987. «Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis». *J Orthop Res*. 5:1. 102-13.

STOKES, IA, et GARDNER-MORSE, M. 1993. «Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis». *Spine*. 18:16. 2457-64.

STOKES, IA, GARDNER-MORSE, M, AUBIN, CE, POULIN, F, et LABELLE, H. 1999. «Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery». Three-dimensional analysis of Spinal Deformities (IOS Press, Amsterdam). 59. 343-346.

STIRBU, R. 2004. Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique. École Polytechnique de Montréal.

SUK, SI, LEE, CK, KIM, WJ, CHUNG, YJ, et PARK, YB. 1995. «Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis». *Spine*. 20. 1399-405.

SUK, SI, KIM, WJ, LEE, CS, LEE, SM, KIM, JH, CHUNG, ER, et LEE, JH. 2000. «Indications of proximal thoracic curve fusion in thoracic adolescent idiopathic scoliosis: recognition and treatment of double thoracic curve pattern in adolescent idiopathic scoliosis treated with segmental instrumentation». *Spine*. 25. 2342-9.

SUK, SI, LEE, SM, CHUNG, ER, KIM, JH, KIM, WJ, et SOHN, HM. 2003. «Determination of distal fusion level with segmental pedicle screw fixation in single thoracic idiopathic scoliosis». *Spine*. 28. 484-91.

SUK, SI, KIM, WJ, LEE, SM. 2001. «Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe?» *Spine*. 26. 2049-2057.

SUFFLEBARGER, HL, CLARK, CE. 1990. «Fusion levels and hook patterns in thoracic scoliosis with Cotrel-Dubousset instrumentation». *Spine*. 15. 916-20.

TAKEMITSU, Y, HARADA, Y, ANDO, M. 1977. Anteroposterior spinal curvature of normal growing children. *J. Japanese Orthop. Assn.* 51:795-801.

TRAVAGLINI F. 1975. «Multiple primary idiopathic scoliosis». *Ital J Orthop Traumatol.* 1167-80.

TROCHU, F. 1993. «A contouring program based on dual kriging interpolation.» *Engineering with Computers*. 9. 160-177.

VAUGHAN, JJ, WINTER, RB, et LONSTEIN, JE. 1996. «Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis». *Spine*. 21:21. 2469-73.

VERNIEST, F. 2003. *Formalisation d'Actes Chirurgicaux de la Correction du Rachis Scoliotique: Application Modélisation Mécanique par Approche Multi-corps*. 184p. These de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

VIVIANI, GR, GHISTA, DN, LOZADA, PJ, SUBBARAJ, K, et BARNES, G. 1986. «Biomechanical analysis and simulation of scoliosis surgical correction». *Clin Orthop*. 208. 40-7.

WAMBOLT, A, SPENCER, DL. 1987. «A segmental analysis of the distribution of lumbar lordosis in the normal spine». *Orthopaedic Transactions*. 11:92-93.

WEINSTEIN, SL. 2001. «The Pediatric spine: principles and practice». Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

WINTER, RB, HAVEN, JJ, MOE, JH, LAGAARD, SM. 1974. «Diastematomyelia and congenital spine deformities». *J Bone Joint Surg (Am)*; 56:27-39.

WHITE, AA, et PANJABI, MM. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia: J. B. Lippincott Company. 534p.

WICART, P, MILADI, L, ZELLER, R. «Surgical Decompression of the airways in severe lordoscoliosis». POSNA Annual Meeting. Cleveland, OH: Pediatric Orthopaedic Society Of North America, 1998:77.

WIGGINS, GC, SHAFFREY, CI, ABEL, MF, MENEZES, AH. 2003. «Pediatric spinal deformities». *Neurosurg Focus*. 15:14(1).

WILSON, PL, NEWTON, PO, WENGER, DR, HAHER, T, MEROLA, A, LENKE, L, LOWE, T, CLEMENTS, T, BETZ, R. 2002. «A Multicenter Study Analyzing the Relationship of a Standardized Radiographic Scoring System of Adolescent Idiopathic Scoliosis and the Scoliosis Research Society Outcomes Instrument». *Spine*. 27:18. 2036-40.

WILK, B, KAROL, LA, JOHNSTON, CE, COLBY, S, HAIDERI, N. 2006. «The effect of scoliosis fusion on spinal motion: a comparison of fused and nonfused patients with idiopathic scoliosis». *Spine*. 1:31. 309-14.

WIMMER, C, GLUCH, H, NOGLER, M, et WALOCHNIK, N. 2001. «Treatment of idiopathic scoliosis with CD-instrumentation: lumbar pedicle screws versus laminar hooks in 66 patients». *Acta Orthop Scand*. 72:6. 615-20.

WINTER, RB, LONSTEIN, JE. Idiopathic scoliosis. In: Rothman RH, Simeone FA, eds. *The Spine*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders; 1992:373-430.

WINTER, R, LOVELL, WW, MOE, J. 1975. «Excessive thoracic lordosis and loss of pulmonary function in patients with idiopathic scoliosis». *J Bone Joint Surg*. 57. 972-7.

WYNARSKY, GT, et SCHULTZ, AB. 1991. «Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics». *J Biomech.* 24. 721-32.

ZELLER, R, et DUBOUSSET, J. 1999. «Traitement chirurgical des scolioses idiopathiques». *Rachis.* 11. 87-101.